

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

Untersuchung zum Einfluss der direkten intraoralen
Digitalisierung mittels LAVA C.O.S. auf die Qualität von
Zahnpräparationen

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Roland Nikolaus Tittenhofer

aus

München

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Mechthild Stöckelhuber

PD Dr. Sven Otto

Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter: Dr. rer. biol. hum. Dipl.-Ing. Kurt Erdelt

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 27.02.2018

In Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG.....	1
2. GRUNDLAGEN UND LITERATURÜBERSICHT	4
2.1 KONVENTIONELLE HERSTELLUNG VON ZAHNERSATZ	4
2.1.1 ABFORMMATERIALIEN	4
2.1.2 KONVENTIONELLER HERSTELLUNGSPROZESS	6
2.2 COMPUTERGESTÜTZTE HERSTELLUNG VON ZAHNERSATZ	8
2.2.1 ENTWICKLUNG DER CAD/CAM-TECHNOLOGIE	8
2.2.2 CAD/CAM-PRODUKTIONSKONZEPTE	11
2.2.3 FUNKTIONSWEISE VON CAD/CAM SYSTEMEN	14
2.2.3.1 <i>Extraorale Digitalisierung</i>	14
2.2.3.1.1 Mechanische Laborscanner	15
2.2.3.1.2 Optische Laborscanner	15
2.2.3.2 <i>Intraorale Digitalisierung</i>	16
2.2.3.2.1 Entwicklung und Prinzipien	16
2.2.3.2.2 Funktionsweisen	19
2.2.3.2.3 Lava C.O.S. (3M Espe)	22
2.2.3.3 <i>Digitale Konstruktion (CAD)</i>	24
2.2.3.4 <i>Maschinelle Fertigung (CAM)</i>	25
2.3 PRÄPARATIONSDESIGN FÜR CAD/CAM-GENERIERTE RESTAURATIONEN	27
2.3.1 LAGE DER PRÄPARATIONSGRENZE	29
2.3.2 DESIGN DER PRÄPARATIONSGRENZE	31
2.3.3 KONVERGENZWINKEL	34
2.3.4 INNENDESIGN	36
3. ZIEL DER UNTERSUCHUNG.....	37

4. MATERIAL UND METHODEN	38
4.1 UNTERSUCHTE GRUPPEN	38
4.1.1 INDIREKTE DIGITALISIERUNG (GRUPPE 1)	38
4.1.2 DIREKTE DIGITALISIERUNG (GRUPPE 2)	39
4.2 BEREITSTELLUNG DER DATENSÄTZE	40
4.3 VERWENDETE SOFTWARE.....	40
4.4 SYSTEMATISCHE BEZEICHNUNG	40
4.5 ALLGEMEINER UNTERSUCHUNGSABLAUF	41
4.6 UNTERSUCHUNG DER PRÄPARATIONSPARAMETER.....	43
4.6.1 KONVERGENZWINKEL.....	43
4.6.2 KONVERGENZWINKEL-KLASSEN.....	44
4.6.3 STUFENBREITE.....	45
4.6.4 STUFENBREITE-KLASSEN	45
4.6.5 STANDARDABWEICHUNG DER STUFENBREITE.....	46
4.6.6 PRÄPARATIONSPUNKT VORHANDEN	47
4.6.7 TANGENTIALPRÄPARATION VORHANDEN	48
4.6.8 AUFSTEIGENDE AUßENKANTE (DACHRINNENPRÄPARATION)	49
4.6.9 UNTERSCHNITT.....	50
4.6.10 MAXIMALER PRÄPARATIONSLINIENUNTERSCHIED	51
4.6.11 HOMOGENITÄT DER PRÄPARATIONSLINIE	52
4.7 MANUELLE AUSWERTUNG	53
4.8 STATISTISCHE AUSWERTUNG	54
5. ERGEBNISSE.....	55
5.1 KONVERGENZWINKEL	55
5.2 KONVERGENZWINKEL-KLASSEN	57
5.3 STUFENBREITE	58

5.4 STUFENBREITE-KLASSEN	59
5.5 STANDARDABWEICHUNG DER STUFENBREITE.....	61
5.6 PRÄPARATIONSPUNKT VORHANDEN	62
5.7 TANGENTIALPRÄPARATION VORHANDEN.....	64
5.8 AUFSTEIGENDE AUßENKANTE (DACHRINNENPRÄPARATION).....	66
5.9 UNTERSCHNITT	67
5.10 MAXIMALER PRÄPARATIONSLINIENUNTERSCHIED	69
5.11 HOMOGENITÄT DER PRÄPARATIONSLINIE.....	70
5.12 MANUELLE AUSWERTUNG.....	72
6. DISKUSSION.....	73
7. ZUSAMMENFASSUNG	86
8. LITERATURVERZEICHNIS.....	88
9. ANHANG	101
9.1 ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	101
9.2 TABELLENVERZEICHNIS.....	104
9.3 UNBEDENKLICHKEITSERKLÄRUNG.....	105
10. DANKSAGUNG	106
11. LEBENSLAUF.....	107
12. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	108

1. Einleitung

In der Zahnmedizin findet zur Herstellung von indirektem Zahnersatz seit dem 18. Jahrhundert die konventionelle Abformung Anwendung. Dabei wird die intraorale Situation von Zahnhart- und Weichgewebe möglichst detail- und dimensionsgetreu abgebildet [3]. Eine exakte Abformung ist Grundlage für passgenauen festsitzenden Zahnersatz, denn Abformfehler lassen sich in späteren Arbeitsschritten nicht mehr ausgleichen. Von besonderer Bedeutung ist der Bereich der Restaurationsränder, da eine mangelhafte marginale Passung die Bildung von Karies unterstützen und dadurch die Überlebensrate der Restauration verkürzen kann [4].

Die stetige Weiterentwicklung der Abformmaterialien hat zu einer Vielzahl von Abformmethoden für die konventionelle Abformung geführt, die jeweils mit spezifischen Vor- und Nachteilen verbunden sind. Die Präzision der Abformungen hat dabei jedoch insgesamt ein Niveau erreicht, das sich aus materialtechnischer Sicht wahrscheinlich nur schwer verbessern lässt.

Mit der CAD/CAM Technologie wurde ein völlig neues Herstellungsprinzip für Zahnersatz eingeführt, das es ermöglicht ein virtuelles Modell der klinischen Situation zu erstellen. Mit Einführung dieser technologischen Innovation wurde dabei entweder ein Gipsmodell oder die konventionelle Abformung selbst mit Laborscannern digitalisiert. Bei diesem Weg spricht man von der indirekten Digitalisierung oder extraoralen Digitalisierung, mit der sich Zahnersatz digital konstruieren und fertigen lässt. Digitalsysteme zur Herstellung zahntechnischer Arbeiten sind seit über einem Jahrzehnt erfolgreich im Einsatz [5].

Die rasche Entwicklung der Digitalisierung bei der Herstellung von zahnärztlichen Versorgungsfällen führte in den letzten Jahren zu einer Steigerung der Effizienz sowie zur Standardisierung vieler Arbeitsschritte [6]. Dies erhöht die Qualität der Restauration erheblich und verringert die Fehleranfälligkeit des Herstellungsprozesses [7].

Im Zuge der technischen Weiterentwicklung wurde dem Zahnarzt durch die Entwicklung der Intraoralscanner die Möglichkeit zur direkten Digitalisierung der klinischen Situation im Mund des Patienten gegeben. Die digitale Abformung erübrigt

den Umweg über ein physisches Gipsmodell und spart dadurch Arbeitsschritte [8]. Durch das nahezu kontaktfreie Arbeiten, besonders durch den Wegfall von Würgereiz auslösendem Materialkontakt am Gaumen fördert sie auch den Patientenkomfort erheblich [9] [10].

Weiterhin erlaubt die Einsparung von Arbeitsschritten eine weitere Standardisierung der Herstellung des Zahnersatzes und die Vermeidung von Fehlerquellen. Beispielsweise fallen die werkstoffspezifischen Schwankungen von Abformmasse und Gips, wie sie bei der konventionellen Herstellung auftreten, weg [8].

Intraoralscanner zur Aufnahme des Zahnhart- und Weichgewebes sind heute noch kein Standard in zahnärztlichen Praxen, obwohl erstmals mit dem CEREC 1 System (Sirona, Bensheim, Germany) bereits im Jahre 1986 die Grundlage dafür geschaffen wurde. Derzeit nutzen schätzungsweise nur 5-10% der Zahnärzte die digitale Abformung [9], wenngleich in zahlreichen wissenschaftlichen Studien die Genauigkeit vieler Systeme für den klinischen digitalen Workflow bestätigt wurden [11] [12] [13] [14] [15] [16].

Ein Blick in andere Bereiche der Medizin, wie beispielsweise der Röntgentechnik, wo der digitale Weg von der Aufnahme bis zum Befund seit Jahren gängiger Standard ist, wirft die Frage auf, wann die digitale Abformung Basistechnologie in zahnärztlichen Praxen sein wird.

Darüber hinaus ist es Zielsetzung der weiteren Entwicklungen auf dem Gebiet der CAD/CAM Technologie, die Möglichkeit der direkten bildgebenden Kontrolle konsequent zu nutzen, um bereits unmittelbar nach der Präparation deren Qualität und die der Abformung zu überprüfen und somit eine direkte Ergebnisoptimierung der eigenen Arbeit zu erreichen [17].

Während beim konventionellen Herstellungsweg die Präparation erst auf dem späteren Gipsmodell in allen Details zu sehen ist, lässt sich durch die digitale Abformung die Präparation in Echtzeit und stark vergrößert auf einem Bildschirm prüfen [17]. Durch die vergrößerte dreidimensionale Visualisierung lassen sich Fehler in der Präparation einfacher erkennen.

Frühzeitig ist es nun möglich, beispielsweise unter sich gehende Bereiche oder Fehlstellen an der Präparationsgrenze, welche sich auf die spätere Passung der Restauration negativ auswirken, unmittelbar zu erkennen. Dieses Feedback gibt dem Zahnarzt die Möglichkeit, direkte Korrekturen der Präparationsgeometrie oder der Abformung selbst durchzuführen. Im Falle einer notwendigen Korrektur der Präparation kann die digitale Abformung leicht wiederholt oder ergänzt werden, wodurch sich kosten- und zeitintensive zusätzliche Behandlungstermine vermeiden lassen [18].

Die vorliegende Studie soll den Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung mittels Intraoralscanner auf die Qualität von Zahnpräparationen für CAD/CAM-generierte vollkeramische Einzelkronen überprüfen. Der Fragestellung ob die Abformmethode einen Einfluss auf die Qualität der Einzelzahnpräparationen hat wird ebenfalls nachgegangen. Des Weiteren soll überprüft werden inwieweit die Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-generierten Zahnersatz nach konventioneller Abformung und intraoralen Digitalisierung in der freien Praxis umgesetzt werden können. Die Untersuchung erfolgte mit einem an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickeltem digitalen Analyseverfahren zur Vermessung dreidimensionaler Oberflächen von Zahnpräparationen. Neben der automatisierten Auswertung mittels Analysesoftware erfolgt zudem eine manuelle Auswertung der Zahnpräparationen. Dabei wird die Präparationsgeometrie rein visuell auf eine CAD/CAM-gerechte Präparation überprüft.

2. Grundlagen und Literaturübersicht

Die Abformung der Zahnpräparation ist für die Qualität der späteren Restauration von entscheidender Bedeutung. Da es nicht möglich ist die Fehler bei der Präparation und Abformung in späteren Arbeitsschritten auszugleichen, muss die intraorale Situation von Zahnhart- und Weichgewebe möglichst exakt wiedergegeben werden [19] [20]. Die Übertragung der klinischen prothetischen Situation mithilfe der Abformung in eine Negativform, die anschließend durch den Zahntechniker in ein Gipsmodell übertragen wird, ist seit Jahrzehnten klinische Praxis.

2.1 Konventionelle Herstellung von Zahnersatz

2.1.1 Abformmaterialien

Seit den Anfängen der intraoralen Abformung von Zähnen und Zahnfleisch durch den preußischen Hofzahnarzt Phillip Pfaff mit Hilfe von Siegelwachs erlebte die Entwicklung von Abformwerkstoffen einen stetigen Fortschritt [21]. So wurde in der darauffolgenden Zeit das temperaturanfällige Material Wachs durch Abformgipse, Guttapercha und thermoplastische Kompositmassen ersetzt. Ab dem 20. Jahrhundert fanden dann irreversible elastische Abformmaterialien wie Alginate, Silikone und Polyether Einzug in den zahnärztlichen Alltag, wodurch die Detail- und Dimensionstreue der Abformung verbessert werden konnte [21]. Aktuell werden für Präzisionsabformungen von präparierten Zähnen meist Elastomere verwendet, da sie den hohen Anforderungen einer exakten Präparationswiedergabe am ehesten gerecht werden [21] [19] [22].

Abformwerkstoffe lassen sich nach ihren chemischen und physikalischen Eigenschaften einteilen. Üblicherweise erfolgt die Einteilung nach in Abbildung 2.1 dargestelltem Schema [23].

Reversibel		Irreversibel	
Starr	Elastisch	Starr	Elastisch
Guttapercha; thermoplastische Kompositmassen	Hydrokolloide	Abformgipse; Zinkoxid- Eugenol- Pasten	Alginat; Elastomere (Silikone, Polyether, Polysulfide)

Abbildung 2.1: Übersicht über die 4 Hauptgruppen der Abformwerkstoffe; eigene Darstellung in Anlehnung an [23].

Reversible starre Abformmaterialien werden heute zwar wegen der mangelnden Detailwiedergabe bei Präzisionsabformungen von Zahnpräparationen nicht mehr angewendet, haben aber aufgrund der thermoplastischen Formveränderung in der Totalprothetik bei der Abformung von intraoralem Weichgewebe zur Prothesenrandgestaltung ihre Berechtigung.

Hydrokolloide auf Agar-Agar Basis bedürfen eines speziellen Abformlöffels sowie zusätzlicher Wasserbäder, um das reversible elastische Abformmaterial verarbeiten zu können. Die Abformung muss zeitnah ausgegossen werden um Dimensionsveränderungen zu vermeiden. Daher ist trotz der sehr präzisen Abformmethode aufgrund der schwierigen praktischen Handhabung der klinische Einsatz gering [24].

Aufgrund des schwierigen Ausgliederns von irreversibel starren Abformmaterialien z.B. bei Abformgipsen aus unter sich gehenden intraoralen Bereichen finden diese Materialien heutzutage höchstens im zahnlosen Kiefer Verwendung [25].

Die Gruppe der irreversibel elastischen Abformmaterialien bilden Alginat, Silikone, Polyether und Polysulfide. Alginat werden aufgrund der schlechteren Detailwiedergabe für Situationsabformungen verwendet [26]. Vor allem die Elastomere eignen sich wegen ihrer Dimensionstreu und Abformgenauigkeit für die Abformung von Zahnpräparationen. Auch bei Unterschnitten ermöglichen sie durch ihre Elastizität in Verbindung mit dem Rückstellvermögen eine sehr präzise Abformung.

2.1.2 Konventioneller Herstellungsprozess

Am Anfang der konventionellen Herstellung von laborgefertigtem Zahnersatz steht nach der Präparation der Zahnhartsubstanz die konventionelle Abformung. Diese erfolgt nach der Retraktion des Weichgewebes mit Hilfe bewährter Abformwerkstoffe. Nach der Desinfektion der Abformung erfolgen die weiteren Schritte üblicherweise in einem zahntechnischen Labor. Dort erstellt der Zahntechniker aus der Negativform der intraoralen Patientensituation durch Ausgießen der Abformung mit Gips eine Positivform. Auf dem so hergestellten Gipsmodell erfolgt aus Dentalwachs die Modellation der Restauration. Anschließend erfolgt die eigentliche manuelle Herstellung der Restauration in Abhängigkeit des zu verarbeitenden Materials im Guss-, Press- oder Schichtverfahren. Nach dem anschließendem Aufpassen der Restauration auf das Gipsmodell wird die entsprechende Restauration ggf. mit Dentalkeramiken oder Kunststoffen verblendet. Anschließend wird die exakte Passung, der fertigen Restauration, am Patienten überprüft und eingesetzt [25]. Die Einzelschritte der konventionellen Herstellung von festsitzendem Zahnersatz sind in der Abbildung 2.2 dargestellt.

Konventionelles Verfahren zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz:

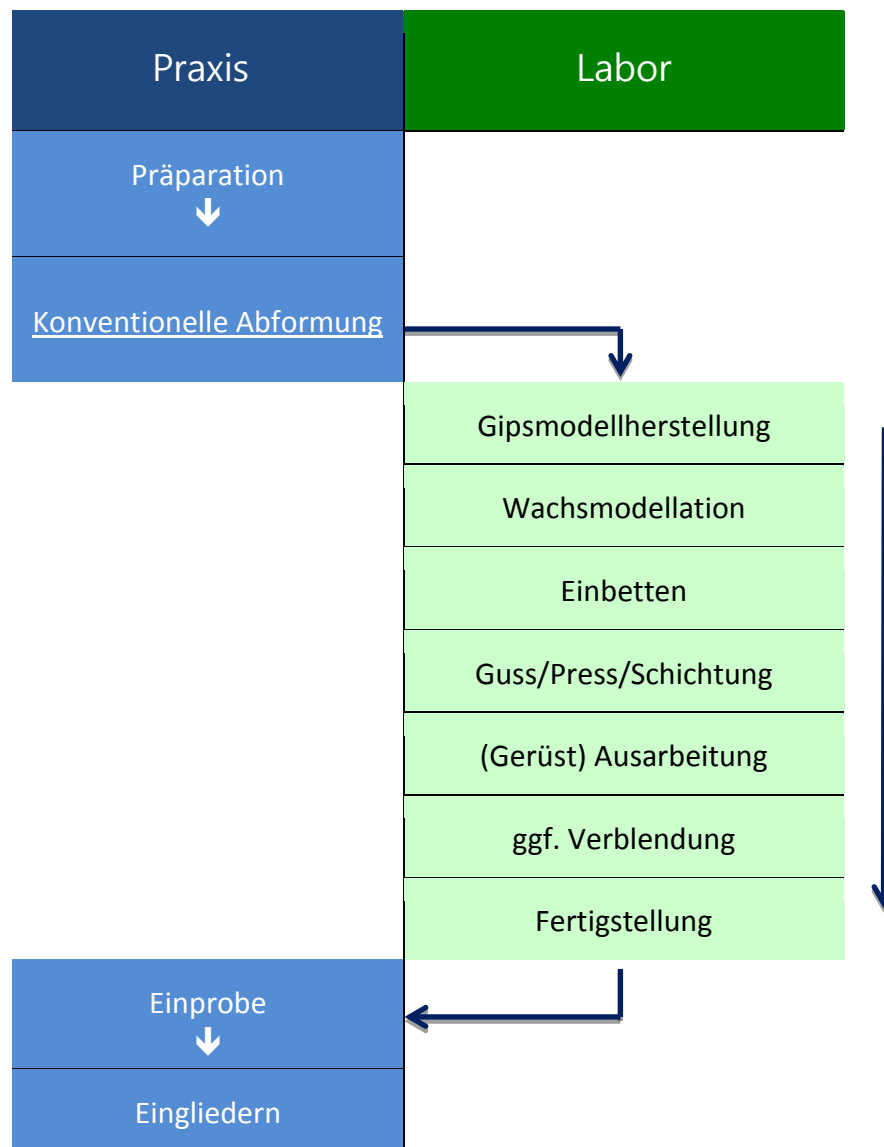


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung der Arbeitsschritte von laborgefertigtem Zahnersatz im konventionellen Herstellungsverfahren; eigene Darstellung in Anlehnung an [2].

2.2 Computergestützte Herstellung von Zahnersatz

2.2.1 Entwicklung der CAD/CAM-Technologie

Unter Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) versteht man die computergestützte, dreidimensionalen Planung und Konstruktion eines Werkstücks und die anschließende maschinelle Herstellung [27]. *Francois Duret* gilt als Pionier der dentalen CAD/CAM-Technologie [28]. Auf ihn geht die Idee zurück, durch computergestützte Fertigung Zahnersatz standardisiert und kosteneffizienter herzustellen [27].

Die Grundidee der, aus dem technischen Maschinenbau stammenden Technik ist es, statt der konventionellen Herstellung für das zu erstellende Werkstück einen rein elektronischen Fertigungsprozess zu erschaffen. In anderen Industriezweigen wie z.B. in der Automobileindustrie hat sich diese Verfahrenskette seit Jahrzehnten etabliert.

Die Art des Restaurationmaterials welches durch die CAD/CAM-Maschine bearbeitet werden kann, ist vom jeweiligen Fertigungssystem abhängig. Einige Systeme sind speziell auf die Herstellung von Zirkoniumdioxidgerüste ausgelegt. Andere sind in der Lage ein breites Materialspektrum von Kunststoffe über Metalle bis hin zu hochfesten Oxidkeramiken zu verarbeiten [29].

Mit dem 1987 eingeführten CAD/CAM-System CEREC 1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) war es erstmals möglich in nur einer Behandlungssitzung einen Patienten mit der definitiven Restauration zu versorgen [30] [31]. Nach anfänglichen Schwierigkeiten der dentalen CAD/CAM-Systeme wie beispielsweise einer mangelhaften Innenpassung und der damals hohen Anschaffungskosten ist die computergestützte Herstellung seit Beginn des 21. Jahrhunderts als ein weiterer Standard in der Zahnmedizin anzusehen [29] [27] [3].

Verschiedene Faktoren führten zu einer stetigen Weiterentwicklung der CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde. Die Einführung der Hochleistungskeramiken Anfang der 90iger Jahre, vor allem der Wunsch hochfeste Oxidkeramiken zu

verarbeiten, machte eine maschinelle Fertigung nötig und führte zu einer flächendeckenden Etablierung der Technik [32] [33] [29] [34]. Aktuell werden 86% aller vollkeramischen Restaurationen in Deutschland computergestützt hergestellt [35].

Zum einen der Patientenwunsch nach immer ästhetischeren und biokompatiblen Materialien aber auch die Abkehr vom hochpreisigen Material Gold sind als Gründe für diese Entwicklung zu sehen.

Die positiven Eigenschaften bezüglich der Ästhetik wie ein natürliches zahnfarbenes Aussehen, eine hohe Farbbeständigkeit, eine zahnähnliche Lichttransluzenz sowie unsichtbare Restaurationsübergänge bei gleichzeitiger Abrasionsfestigkeit führten zu einer steten Zunahme vollkeramischer Versorgungen in Deutschland [36] [37].

Dentalkeramiken zeigen im Vergleich zu anderen dentalen Werkstoffen aufgrund ihrer hohen Biokompatibilität ein sehr geringes allergisches Potential, eine sehr geringe Toxizität [38] sowie eine geringe thermische Leitfähigkeit [2]. Keramiken sind säureresistent und praktisch unlöslich daher ist die chemische Widerstandsfähigkeit gegenüber dem Mundmilieu gegeben. Folglich treten kaum Kontaktreaktionen mit dem umgebenden Gewebe auf [39] [40] [41] [42] [43]. Vollkeramiken zeigen eine geringe Plaqueanlagerung aufgrund ihres chemisch inerten Verhaltens und bieten zudem die Möglichkeit einer substanzschonenden Zahnpräparation [44] [45] [37] [46].

Durch die digitale Prozesskette von CAD/CAM-Systemen mit ihren standardisierten Arbeitsschritten wird vom Modell bis zur fertigen Restauration unter gleichbleibenden Bedingungen produziert. So lässt sich durch wenige Arbeitsschritte kosteneffizienter und schneller als auf konventionelle Weise Zahnersatz herstellen [47] [48]. Zudem führt die reduzierte Anzahl an Arbeitsschritten im digitalen Workflow zu einer Reduktion von möglichen Fehlerquellen [49].

Die CAD/CAM Prozesskette gliedert sich grundsätzlich in drei Einzelkomponenten [27] [50]:

1. Datenerfassung (Digitalisierung):

Dieser Vorgang umfasst die Erfassung und Umwandlung der klinischen Situation in digitale Daten. Der Digitalisierungsvorgang kann grundsätzlich auf drei Arten erfolgen, entweder direkt im Mund des Patienten (CAI = Computer Aided Impressioning/ direkte Digitalisierung) oder indirekt durch Scannen eines Gipsmodells beziehungsweise der konventionellen Abformung (indirekte- bzw. extraorale Digitalisierung) [51] [52] [27]. Die im zahntechnischen Labor gebräuchlichen indirekt arbeitenden Laborscanner lassen sich in optische und mechanische Systeme einteilen [50] [53].

2. CAD Bereich:

Die Komponente des Computer Aided Design besteht aus der Software zur Planung und Konstruktion der zahnärztlichen Restauration (CAD-Datensatz) auf Grundlage des digitalen Modells [27].

3. CAM Bereich:

Das Computer Aided Manufacturing beschreibt die Computer gesteuerte Fertigung der realen zahnärztlichen Restauration durch eine Werkzeugmaschine (CNC-Fräse). Grundlage hierfür ist der im CAD-Prozess erzeugte Datensatz [54]. Gegenwärtig arbeiten die CAM-Verfahren gewöhnlich auf subtraktivem Wege (Schleifen, Fräßen). Innovative additive CAM-Technologien (Rapid-Prototyping-Verfahren) wie 3D-Drucken, Stereolithografie oder Lasersintern rücken jedoch immer weiter in den Fokus der digitalen Zahntechnik [27] [50] [55] [56].

2.2.2 CAD/CAM-Produktionskonzepte

Je nach Einsatzort der drei Einzelkomponenten lässt sich die CAD/CAM-Fertigung in die Chairside (Zahnärztliche Praxis), Labside (Zahntechnisches Labor) und in eine Zentrale Fertigung (Fräszentrum) unterteilen [50] [57].

Chairside - Versorgung

Auf Mörmann und Brandestini geht die Idee der Chairside-Versorgung mittels Intraoralscanner zurück [30]. Dabei wird die Mundsituation direkt digitalisiert und in ein virtuelles Modell überführt. Anschließend erfolgt sowohl die Konstruktion als auch die Herstellung der zahnärztlichen Restauration in der Praxis [50] [58]. Dafür müssen sich alle drei Komponenten des CAD/CAM Systems in der Zahnarztpraxis befinden. Ein Provisorium anzufertigen, bis die definitive Restauration im zahntechnischen Labor hergestellt wurde erübrigt sich dadurch. Präparation, Planung, Herstellung und Versorgung lassen sich folglich effizienter in einer einzigen Sitzung realisieren, was zu einer Zeitersparnis und Kostenreduktion führt [50] [57] [58].

Labside - Versorgung

In der Regel erfolgt die Digitalisierung der konventionellen Abformung oder des Gipsmodells im zahntechnischen Labor mittels Laborscannern. Nach der indirekten Digitalisierung finden Planung, Konstruktion (CAD) und Fertigung (CAM) der Restauration (bzw. des Gerüsts) ebenfalls im zahntechnischen Labor statt [59] [53]. Die einzelnen Arbeitsschritte werden in der Abbildung 2.3 nochmals grafisch dargestellt. Nach der maschinellen Fertigung erfolgt ggf. die manuelle Verblendung durch einen Zahntechniker im Labor. Vorteilhaft kann die größere Werkstoffauswahl, die Überprüfung des Randbereichs auf einem realen Modell und eine ästhetisch individuellere Verblendung sein [50].

Alternativ ist ebenfalls die Datenübermittlung der direkt digitalisierten Abformung aus der Zahnarztpraxis via Internet möglich [60] [53].

Zentrale Fertigung

Da insbesondere kleine Dentallabore die hohen Investitionskosten für eine CAM-Fräseinheit sowie die dadurch entstehenden Folgekosten für Wartung und

Softwareupdates scheuen etablieren sich sogenannte zentrale Fertigungszentren auf dem Markt. Diese Fertigungszentren sind spezialisiert auf die CAD/CAM-Herstellung von Zahnersatz. Durch diese Spezialisierung sind sie in der Lage, ein großes Materialangebot anzubieten sowie Zahnersatz unter konstanten Bedingungen zu fertigen [61]. Die chairside oder labside konstruierten CAD-Daten lassen sich via Internet an das Fräszentrum senden und dort fertigen. In Fertigungszentren werden ebenfalls reale Kunststoffmodelle der digitalen Abformung für eine spätere manuelle Verblendung gefertigt [62] [63]. Die Fertigung des realen Modelles kann beispielsweise durch subtraktive Frästechnik oder mittels additivem Rapid Prototyping Verfahrens erfolgen [55] [56].

Die letzten Schritte wie eine manuelle Verblendung und die Okklusionskontrolle erfolgen wieder im Labor. Hierdurch wird es möglich, dass auch kleine Dentallabore ohne hohe Investitionskosten CAD/CAM-generierten Zahnersatz fertigen können. Lediglich die Kosten für Digitalisierungseinheit und CAD-Software fallen an [27] [64] [53] [65]. Auch ist es möglich, konventionelle Abformungen oder Gipsmodelle an einige Fertigungszentren zu senden, in denen dann die Digitalisierung mittels Laborscannern stattfindet [53] [58].

Produktionskonzepte von Zahnersatz mittels der indirekten Digitalisierung:

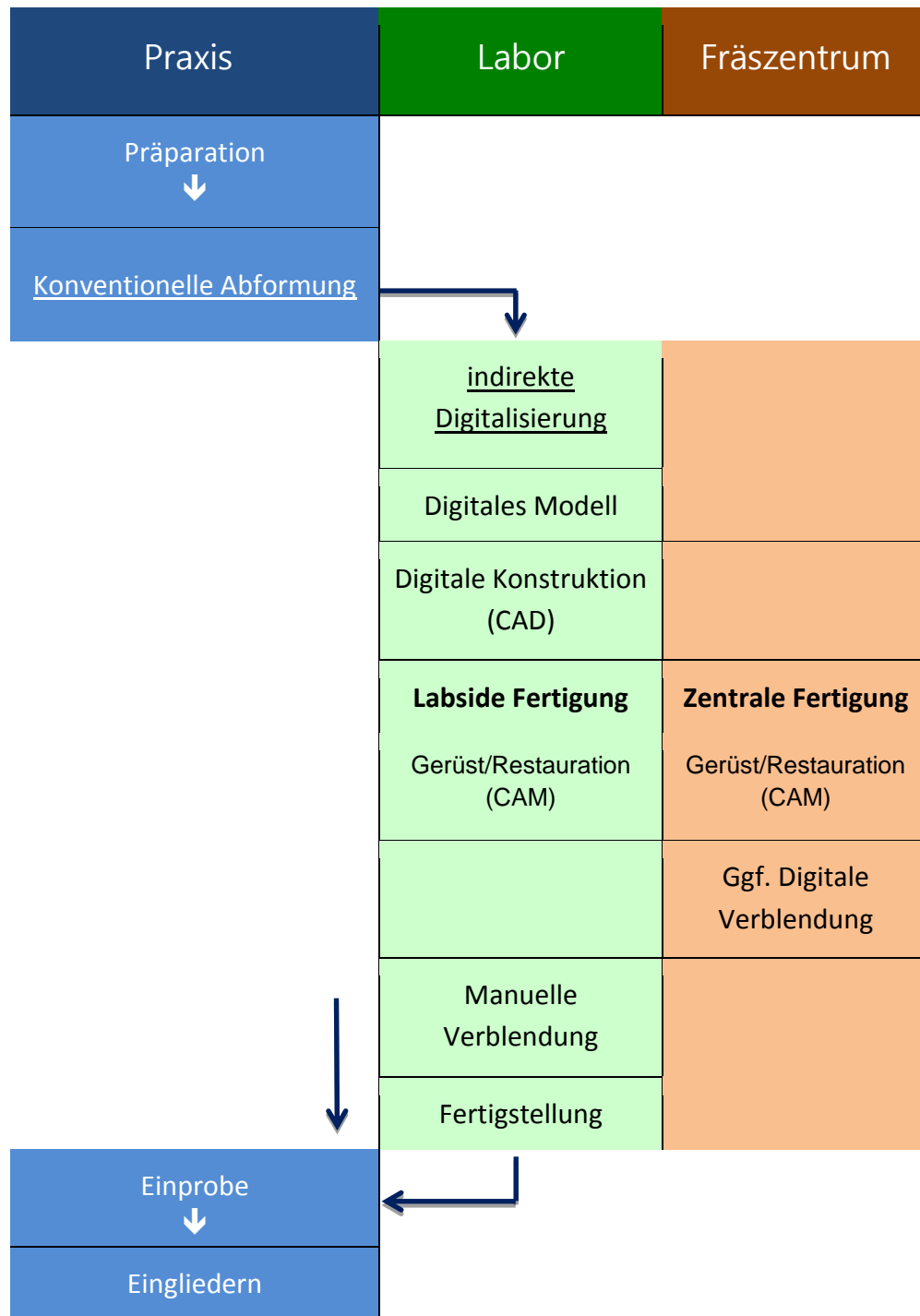


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung der Herstellungsschritte von festsitzendem Zahnersatz mittels der CAD/CAM-Technologie nach indirekter Digitalisierung; eigene Darstellung in Anlehnung an [2].

2.2.3 Funktionsweise von CAD/CAM Systemen

Der Prozess der computergestützten Herstellung von Zahnersatz lässt sich in die drei genannten Komponenten unterteilen, wobei die Datenerfassung wie erwähnt extra- oder intraoral erfolgen kann [66] [60]. Die vorliegende Studie behandelt im Besonderen das Thema der intraoralen Datenerfassung.

2.2.3.1 Extraorale Digitalisierung

Die Überführung der klinischen Situation in einen digitalen Datensatz ist Voraussetzung für eine computergestützte Konstruktion und Fertigung der zahnärztlichen Restauration. Für die digitale Konstruktion müssen je nach Restaurationsart nicht nur die präparierten Zähne sondern auch Nachbarzähne, Antagonisten sowie die Zahnreihen in Schlussbissstellung erfasst und gescannt werden [67] [68].

Extraoral lässt sich dies durch zwei Verfahren realisieren, nämlich über die indirekte Digitalisierung der konventionellen Abformung oder des Gipsmodells [7]. Bei der indirekten Digitalisierung des Gipsmodells mittels Laborscanners muss zuerst die konventionelle Abformung durch den Zahntechniker mit Dentalgips ausgegossen werden um ein physisches Gipsmodell herzustellen. Grundsätzlich ist daher bei beiden Verfahren der indirekten Digitalisierung die konventionelle Abformung Ausgangspunkt der weiteren digitalen Prozesskette. Der Umweg über die analoge Abformung birgt jedoch die genannten Fehlerquellen, die sich im sonst digitalen Workflow negativ auf den CAD/CAM gefertigten Zahnersatz auswirken können [25] [69] [70].

Die extraorale Digitalisierung des Gipsmodells erfolgt entweder durch ein mechanisches (taktiles) oder optisches Verfahren [27] [71].

2.2.3.1.1 Mechanische Laborscanner

Die mechanische (taktile) Digitalisierung erfolgt durch einen Tastkopf der die Oberfläche des Gipsmodells abfährt und dadurch Lageinformationen der abgetasteten Punkte gewinnt [50] [72]. Taktile arbeitende Scanner gelten als sehr genau. So wiesen Persson et al. eine Genauigkeit bei taktilen Systemen von 10µm nach [73]. Jedoch können die in Kapitel 2.1.3 aufgeführten Fehler bei der Modellherstellung den weiteren Workflow negativ beeinflussen [52]. Konventionelle Abformungen lassen sich nicht durch das taktile Verfahren digitalisieren, weil das flexible Abformmaterial durch den Tastkopf beschädigt oder verformt werden kann und es folglich leicht zu Messdiskrepanzen kommt [72] [74].

Das taktile Verfahren hat aufgrund der Nachteile wie einer langen Messdauer sowie der Gefahr der Oberflächenbeschädigung durch die Abtastung, gegenwärtig kaum mehr klinische Bedeutung. Zudem lassen sich sehr feine Strukturen, komplexe Präparationsformen (Inlays bzw. Onlays) und unter sich gehende Bereiche der Gipsoberfläche aufgrund des Eigendurchmessers des Tastkopfes nur schwer erfassen [75] [76] [77]. Aus diesen Gründen sind die taktil arbeitenden Sensoren im dentalen Laboralltag den lichtoptischen Systemen gewichen [73] [60].

2.2.3.1.2 Optische Laborscanner

Aktuell haben sich optische Verfahren aufgrund ihrer Vorteile wie der hohen Auflösung, kurzen Messzeiten durch hohe Rechenleistung und des berührungslosen Vorgehens durchgesetzt [78] [73]. Je nach zugrunde liegender Technologie sind sie in der Lage, Gipsmodelle und konventionelle Abformungen zu digitalisieren. Dabei wird das im Labor hergestellte Modell durch einen Extraoralscanner meist basierend auf dem Prinzip der aktiven Triangulation, digitalisiert [3] [76].

Da auch intraorale Scanner mittels der aktiven Triangulation arbeiten wird dieses Funktionsprinzip im Kapitel 2.2.4.1 ausführlich erläutert.

2.2.3.2 Intraorale Digitalisierung

2.2.3.2.1 Entwicklung und Prinzipien

Francois Duret hatte schon 1973 die Vision einer intraoralen optischen Abformung, auf deren Basis der spätere CAD/CAM-gefertigte festsitzende Zahnersatz geplant, konstruiert und hergestellt werden sollte. Auf diesen Grundlagen basierte das erste CAD/CAM-System welches 1983 in Frankreich vorgestellt wurde [79].

Vorreiter auf dem Gebiet der digitale Intraoralabformung war das von Sirona (vormals SIEMENS) 1986 auf den Markt gebrachte CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic) System. Das von Mörmann und Brandestini an der Universität Zürich entwickelte und nun mehr in der vierten Generation erhältliche System war das Erste, welches eine intraorale Digitalisierung ermöglichte [59] [31]

Unter den Begriffen direkte Digitalisierung bzw. der digitalen Abformung versteht man das intraorale Aufnehmen der dentalen- sowie von Weichgewebsstrukturen mittels Intraoralscanner. Dabei werden Präparation, Nachbarzähne, Antagonistenzähne, und statische sowie dynamische Okklusion zu einem digitalen Modell berechnet. Dadurch lässt sich die konventionelle Abformung, wie sie für den herkömmlichen Herstellungsprozess von Zahnersatz benötigt wird, vollständig ersetzen [68] [53]. Somit entfallen die genannten Fehlerquellen der konventionellen Abformung [59] [58]. Dadurch können intraoral digitalisierte Abformungen eine höhere Genauigkeit erreichen als extraoral digitalisierte oder konventionelle Abformungen [80] [11] [81] [13].

Die intraorale Digitalisierung bedeutet zudem für den Patienten einen Komfortgewinn während der Behandlung. Da die von vielen Patienten als unangenehm empfundene konventionelle Abformung entfällt. So kann bei Patienten mit Würgereiz oder Angstpatienten die Abformung schrittweise erfolgen [53] [82] [59].

Vorbereitende Maßnahmen wie die Anästhesie, Retraktion durch Doppelfadentechnik und eine möglichst speichel- und blutfreie Präparationsumgebung gelten sowohl für

die konventionelle Abformung wie auch für die intraorale Digitalisierung. Folgerichtig lassen sich durch die optische Einheit des Intraoralscanners nur visuell sichtbare Bereiche aufnehmen. Daher ist es von besonderer Wichtigkeit, dass Präparationsränder eindeutig dargestellt sind [83] [82] [58].

Vor dem eigentlichen Scanvorgang werden die Patientendaten in das System eingegeben. Bei einigen Systemen wird gegen das Beschlagen der optischen Einheit im Mund des Patienten die optische Einheit einige Minuten vorgeheizt. Vor der endgültigen intraoralen Aufnahme wird der Intraoralscanner kalibriert [84].

Für den Aufnahmeprozess geben die meisten Hersteller Empfehlungen für dessen Ablauf an. Diese Scanpfade, oder Scanstrategien sollten nach Möglichkeit eingehalten werden da sie die Genauigkeit der Aufnahme erhöhen [12].

Die aufgenommenen Daten lassen sich in Echtzeit vergrößert auf einem Bildschirm betrachten. Dadurch ist es dem Zahnarzt möglich etwaige Abweichungen in der Präparation wie beispielsweise unter sich gehende Bereiche, aufsteigende oder schlecht erkennbare tangentialen Präparationsränder zu erkennen und zu korrigieren. Danach können diese Bereiche in der Scansoftware „ausgeschnitten“ werden und nochmals nachgescannt werden. Der fertige Datensatz kann anschließend via Internet an ein zahntechnisches Labor gesendet werden, oder er steht der Chairside-Fertigung zur Verfügung [83] [53] [59].

Die intraoralen Scansysteme wie CEREC (Sirona), iTero (Cadent), Trios (3Shape) und LAVA C.O.S. (3M ESPE) ähneln sich in ihrer Handhabung. Auch bilden alle dieser Intraoralscanner die Zahn- und Weichgewebsanatomie dreidimensional in Echtzeit auf einem Bildschirm ab, unterscheiden sich allerdings in ihren Aufnahmetechniken und der Weiterverarbeitung der gewonnenen Daten [85]. So muss bei einigen Systemen für eine gleichmäßige Lichtreflexion ein Puder auf die Zahnoberfläche aufgetragen werden [7] [86] [31].

Die intraorale Digitalisierung ermöglicht den rein digitalen Fertigungsweg von der Abformung bis zur Restauration. Durch den digitalen Workflow, lassen sich die Daten sowohl im Chairside-Verfahren als auch für Labside-Verfahren oder Weiterverarbeitung im Fräszentrum nutzen [83] [84] [50] [58]. Folgende Darstellung soll die Produktionskonzepte mittels der digitalen Abformung veranschaulichen:

2.2.3.2.2 Funktionsweisen

Aktuell werden drei Aufnahmetechniken unterschieden, nämlich die auf der Triangulation basierenden Verfahren, die aus der Mikroskopie bekannte parallel konfokale Bildgebung sowie die Active-Wavefront-Sampling-Technik.

Triangulation

Meist basieren die optischen Digitalisierungsverfahren sowohl bei intraoral als auch extraoral arbeitenden Systemen auf dem Prinzip der optischen Triangulation [76].

Bei der aktiven optischen Triangulation wird mithilfe eines Lasers ein Lichtstrahl erzeugt. Dieser wird in einem bestimmten Winkel auf den zu erfassenden Gegenstand (Zahnreihen) projiziert. Beim Auftreffen des Lichtstrahls auf das Objekt wird das Licht reflektiert. Mit einer Linse wird das reflektierte Licht gesammelt und zu einer Kamera (CCD/CMOS Sensor) geleitet. Laser und Sensor fungieren als Basislinie eines Dreiecks. Diese Basislinie bildet mit dem Objekt ein Dreieck. Mit Hilfe trigonometrischer Berechnung lässt sich nun der Abstand des Lichtpunkts vom Gegenstand berechnen. Als bekannte Größen gelten die von Laser und Sensor gebildete Basislinie, sowie der Winkel (α) zwischen der Basislinie und emittierender Strahlung. Der Winkel (β) zwischen reflektiertem Strahl und Basislinie ist ebenfalls bekannt. Somit lässt sich schließlich mittels Triangulationsalgorithmus die dreidimensionale Oberflächengeometrie bestimmen [87] [61] [60] [64] [88] [89]. Die folgende Abbildung zeigt das Prinzip der Triangulation:

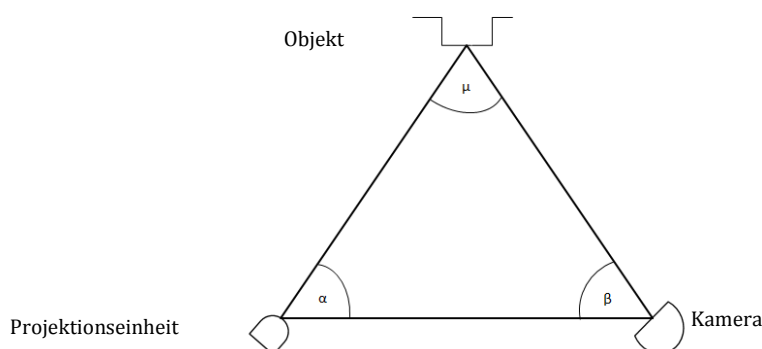


Abbildung 2.5: Vereinfachtes Schema der optischen Triangulation; eigene Darstellung in Anlehnung an [90].

Durch die Aufnahme ganzer Objektflächen statt einzelner reflektierter Lichtpunkte lässt sich die Vermessung beschleunigen. Dies geschieht durch den Einsatz von Lichtprofilen die auf das zu erfassende Objekt gerichtet werden. Intraorale Scanner nutzen diese Lichtprofile in Form von Streifenlichtprojektion [91]. Durch einen CCD-Sensor, der die verschiedenen Helligkeitswerte der einzelnen Lichtpunkte misst, lässt sich die Objektkontur erfassen [92].

Der Winkel zwischen Laser und Sensor ist bei der optischen Triangulation fest definiert und lässt sich nicht verändern. Durch diese bauliche Gegebenheit lassen sich Unterschnitte nicht erfassen, was zu Ungenauigkeiten führen kann [87] [61].

Ebenfalls kann es zu Ungenauigkeiten durch die unterschiedliche Transluzenz von Zahnhartsubstanz, Weichgewebe und Restaurationsmaterialien kommen. Für einen genauen Scan-Vorgang ist daher die einheitliche Lichtreflexion der verschiedenen Materialien notwendig. Dies wird durch ein Titandioxid Spray erreicht, welches gleichmäßig auf die zu scannenden Bereiche aufgetragen wird [7] [86] [31].

Wie seit den Anfängen arbeitet beispielsweise auch das aktuelle CEREC-System (Sirona, Bensheim, Germany) nach dem Verfahren der Streifenlichtprojektion und der aktiven Triangulation.

Active-Wavefront-Sampling

Ein noch verhältnismäßig junges Verfahren zur intraoralen 3D-Erfassung ist die ausschließlich von der Firma 3M ESPE (St. Paul, MN, USA) angewandte „Active Wavefront Sampling“ Technik. Die 2006 am Massachusetts Institute of Technology (Cambridge, USA) entwickelte Technik erzeugt dreidimensionale Daten in einer Videosequenz, die in Echtzeit in ein Modell umgerechnet und auf einem Bildschirm dargestellt wird. Daher wird die Technik auch als „3D-in-Motion“ bezeichnet [87]. Die Zahnreihen werden dabei von mehreren Kameras, die in definierten Abständen zueinander stehen, aufgenommen. Jede Kamera verfügt über zwei Blenden, deren Abstand zueinander ebenfalls bekannt ist. Somit entstehen je nach Objektentfernung zwei Bilder [83] [16]. Folgende Abbildung soll das Funktionsprinzip genauer erklären:

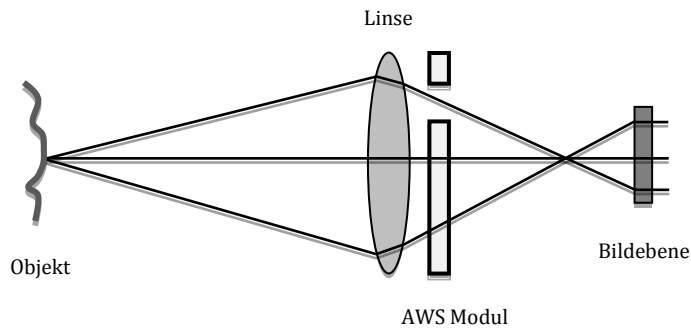


Abbildung 2.6: Funktionsprinzip der Active-Wavefront-Sampling Technik; eigene Darstellung in Anlehnung an [93].

Bei dieser Technik wird von blauen LEDs, kurzwellige Licht erzeugt, und auf den zu scannenden Bereich (Zahnreihen) gerichtet. Die auf das Objekt gerichtete Strahlung wird zurück reflektiert. Ein Teil dieser reflektierten Lichtwellenfront tritt durch die Öffnung des „AWS“ Moduls und fällt auf die Bildebene (CCD-Chips). Das „AWS“ Modul befindet sich zwischen der Linse und der Bildebene. Dieses Modul verfügt über eine Öffnung die sich außerhalb der optischen Achse befindet. Angetrieben von einem Motor fährt dieses Modul um die optische Achse und lässt nur einen Teil des reflektierten Lichts auf die Bildebene fallen um Unschärfe zu verhindern. Die so entstandenen Bilder werden mittels einer Messsoftware auf identische Bildpunkte überprüft. Dafür ist das vorherige Auftragen eines Scansprays notwendig. Die aufgetragenen Titanoxid-Partikel erzeugen ein stochastisches Muster und bilden somit Referenzpunkte auf der gescannten Oberfläche. Dadurch dass der Aufbau und damit der Abstand zwischen den Kameras bekannt ist, können durch die ermittelten identischen Bildpunkte dreidimensionale Koordinaten berechnet werden [91] [87].

Konfokales Prinzip

Die parallele konfokale Bildgebung scannt mit Hilfe eines konfokalen Strahlenbündels und optischer Abtastung die Morphologie der Zähne und des Weichgewebes. Dieses Prinzip wird beispielsweise in dem 2007 vorgestellten Intraoralscanner iTero (Cadent, Israel) angewendet [29] [64]. Die nachfolgende Abbildung soll das konfokale Prinzip veranschaulichen:

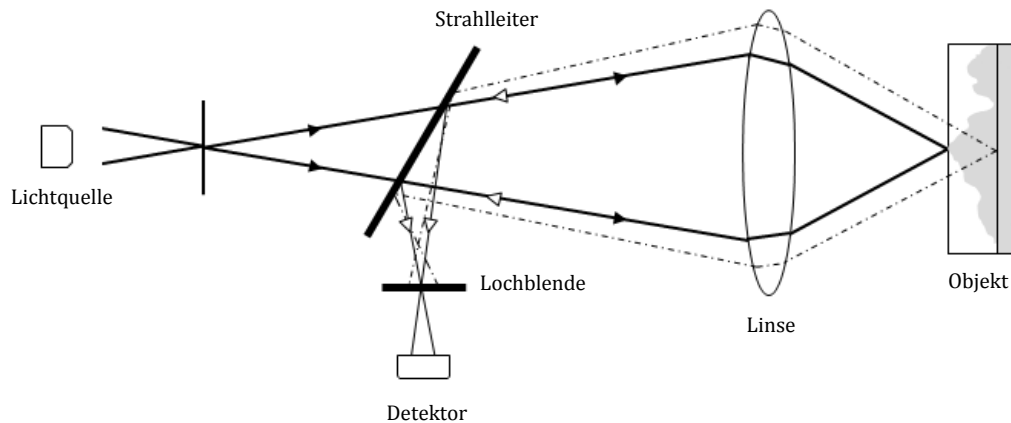


Abbildung 2.7: Schema des Konfokalen Prinzips; eigene Darstellung in Anlehnung an [90].

Ausgehend von der Lichtquelle fällt der Lichtstrahl auf die Linse, wo er punktförmig gebündelt wird und als enger Brennfleck auf das Objekt trifft. Das Objekt reflektiert den Strahl und durch die Linse wird dieser erneut gebündelt. Konfokal bedeutet in diesem Zusammenhang, dass der gerichtete und der reflektierte Lichtstrahl übereinander liegen. Ein Teil des reflektierten Lichts wird durch einen Strahlteiler auf einen Detektor geleitet. Zwischen dem Lichtleiter und dem Photodetektor befindet sich eine Lochblende, die nur das Licht aus dem Fokusbereich passieren lässt. Das reflektierte Licht außerhalb des Fokusbereichs wird durch die Lochblende abgehalten, jedoch ist dessen Intensität wesentlich geringer als das der fokalen Strahlen. Dieses Ausfiltern der reflektierten Strahlung führt zu einem höheren Kontrast. Durch den Photodetektor werden die auftreffenden Lichtsignale in elektrische Signale umgewandelt und anschließend von einem Computer in ein dreidimensionales Bild verrechnet [87] [91].

2.2.3.2.3 Lava C.O.S. (3M Espe)

In der vorliegenden Studie erfolgte die intraorale Digitalisierung mithilfe des Lava COS Intraoralscanners, daher soll im folgenden Kapitel kurz auf dieses System eingegangen werden.

Der von 3M ESPE (Seefeld, Deutschland) vertriebene LAVA Chairside Oral Scanner (C.O.S.) ist seit 2008 auf dem deutschen Markt [31]. Entwickelt von Brontes Technologies (Lexington, Massachusetts) besteht das System aus einer mobilen

Einheit, die einen Rechner mit Touch Screen Display und der Scaneinheit, die nach dem Prinzip des in Kapitel 2.4 erklärten Active-Wavefront-Sampling arbeitet. Der Scanner enthält eine Kamera mit 192 blauen LEDs und eine Optik mit 22 Linsen. Erstmals war es durch den Videomodus „3D-in-Motion“ möglich die Zahnflächen in Echtzeit aufzunehmen. Damit soll auch bei schnellen Aufnahmebewegungen ein fehlerfreier Scanvorgang erzielt werden. Laut Hersteller ist die Aufnahme eines Kiefers in etwa zwei Minuten möglich [16] [82] [87]. In-vitro Studien zeigen, dass die Abformgenauigkeit einer intraoralen Abformung mittels Lava COS mindestens gleichwertig oder sogar genauer ist als eine konventionelle Präzisionsabformung mittels Impregum [81] [13] [94] [12] [95] [88].

2.2.3.3 Digitale Konstruktion (CAD)

Auf Grundlage des digitalisierten Modells erfolgt anschließend die computergestützte Konstruktion des Zahnersatzes mittels einer CAD-Software [29]. Dabei werden Schritte wie das Erkennen der Präparationsgrenze, Ausrichten der Einschubachse sowie das Ausblocken von Unterschnitten durch die Software automatisch durchgeführt und seitens des Anwenders lediglich kontrolliert und bei Bedarf modifiziert [96].

Die Konstruktion erfolgt, seitens der Software unter Einbeziehung von Nachbarzähnen, Antagonisten und der Gingiva, weitestgehend automatisch. Somit kann den werkstoffkundlichen Anforderungen sowohl für das Gerüstmaterial als auch für die Verblendkeramik Folge geleistet werden und negative Auswirkungen wie Chipping reduziert werden [27] [7] [97].

Die Daten der Konstruktion lassen sich abschließend je nach Hersteller in verschiedene Dateiformate abspeichern. Die herstellersistenspezifischen Dateiformate sind daher der Grund dass die Konstruktionsprogramme untereinander meist nicht kompatibel sind [98].

Meist findet das STL-Format (Surface Tessellation Language/ Standard Triangulation Language) Verwendung. Dabei werden die einzelnen Oberflächenpunkte eines Datensatzes durch einen Rechenprozess (Polygonisierung) zu Dreiecken verbunden. Somit wird aus einem Punktemuster ein Flächenmodell generieren. Da gekrümmte Flächen nicht exakt mit geraden Strecken dargestellt werden können, ergibt ein sogenannter Sekantenfehler. Dieser lässt sich durch eine erhöhte Punkteanzahl reduzieren, jedoch steigt dadurch auch das benötigte Datenvolumen. Die folgende Abbildung stellt dies grafisch dar:

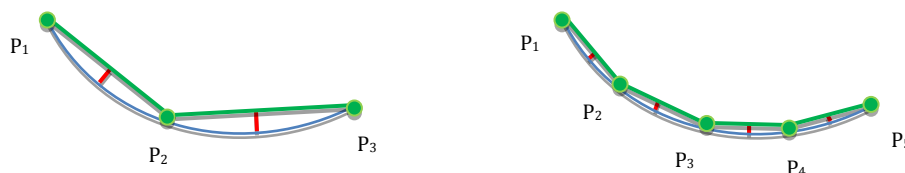


Abbildung 2.8: Erklärung des Sekantenfehlers Die gekrümmte Kurve (blau) wird durch Geraden (grün) beschrieben. Bei steigender Punkteanzahl, reduziert sich der Sekantenfehler; eigene Darstellung in Anlehnung an [99].

Aktuell ist die Herstellung CAD/CAM-generierter Restaurationsgerüste weitgehend ausgereift [7]. Wohingegen die automatische Kauflächengestaltung ohne Benutzereingriff die weitere Entwicklung in der computergestützten Herstellung von Zahnersatz betreffen wird [67] [7] [100]. Dabei lassen sich mittels sogenannter Zahnbibliotheken prothetische Restaurationen passend zur individuellen Zahnmorphologie des Patienten automatisch konstruieren [68].

2.2.3.4 Maschinelle Fertigung (CAM)

Der digital konstruierte Zahnersatz kann mittels additiver oder subtraktiver Verfahren gefertigt werden. Wie erwähnt kommen aktuell meist noch subtraktive Verfahren zum Einsatz [50] [29].

Für die CAM-Fertigung ist ein exakter Fräßpfad, der das Fertigungsverfahren sowie die Parameter des Restaurationsmaterials, der Schleif- bzw. Fräswerkzeuge und der CNC-Maschine (CNC=Computer Numerical Control) berücksichtigt notwendig. Weiterhin müssen Fertigungsparameter wie Drehzahl, Vorschub und Kühlung beachtet werden. Die Erstellung dieses Pfades ist für die spätere Passung der Restauration von entscheidender Bedeutung [101].

Grundsätzlich lassen sich CNC-Maschinen nach ihren Schleifachsen in 3 bis 5 Achs-Fräsmaschinen einteilen [50] [33]. 3-Achs-Fräsmaschinen vollziehen Bewegungen in den drei Raumrichtungen (X-, Y-, Z- Achse) [102]. Dadurch können unter sich gehende Bereiche sowie Achsdivergenzen und -konvergenzen von 3-Achs-Fräsmaschinen nicht bearbeitet werden. Unterschnitte müssen daher in der CAD-Software virtuell ausgeblockt werden. Aufgrund der reduzierten Achsenzahl sind die Geräte meist kostengünstiger und die Fräszeiten kürzer. In 4-Achs-Fräsmaschinen lässt sich neben den drei Raumrichtungen das Werkstück stufenlos rotieren (schwenkbare Spannbrücke = vierte Achse). Die optimale Ausnutzung der Rohlingsgrößen ermöglicht dadurch eine Einsparung von Kosten und Zeit. Die Rotation der Frässpindel in 5-Achs-Fräsmaschinen ermöglicht das Fräsen von komplexen

Geometreinen wie Brücken auf konvergierenden Pfeilern sowie von unter sich gehenden Bereichen [33].

Die aktuellen CNC-Maschinen lassen Genauigkeiten von 1 µm in der CAM-Fertigung zu [7]. Grundsätzlich ist die Präzision der fertigen Restauration von dem exakten Zusammenspiel aller Komponenten wie Spindel, Werkzeuge, Motoren und Linearachse einer CNC-Maschine abhängig [27] [50].

Mittels additiven Verfahren wie der selektiven Lasersinterung zur Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten aus NEM- Legierungen lässt sich durch den minimierten Materialverschleiß und ohne Materialbeschädigung kostengünstiger und materialschonender produzieren [7] [29].

2.3 Präparationsdesign für CAD/CAM-generierte Restaurationen

Bei der Präparation wird Zahnhartsubstanz abgetragen um damit die Basis für den restaurativen Zahnersatz zu schaffen. Für die spätere Langlebigkeit der Restauration ist die Präparation daher von entscheidender Wichtigkeit [103].

Der Substanzabtrag richtet sich dabei sowohl nach materialspezifischen Anforderungen, wie der Mindestschichtdicke des Restaurationmaterials, als auch nach klinischen und biologischen Faktoren. Als klinische und biologische Faktoren sind Vitalität, Perkussionsempfindlichkeit, Parodontalstatus, evt. konservierende Vorbehandlungen, Zustand und Lage des Zahnes, Stellung der Nachbarzähne, Lage der antagonistischen Zahnkontakte, sowie funktionelle und ästhetische Aspekte zu nennen [2] [104].

Das Hauptaugenmerk bei der Präparation muss jedoch auf dem Vitalitätserhalt der Zahnpulpa sowie der Schonung der Nachbarzähne und des Parodontiums liegen [105]; nach Edelhoff et al. sollte dies durch eine möglichst minimalinvasive und anatoforme Präparation erfolgen [104]. Folglich ist, falls es die klinische Situation erlaubt, auf das großflächige abtragen von Zahnhartsubstanz zu verzichten [106] [107] [108].

Allerdings kommt es durch eine Reihe von Faktoren, wie beispielsweise Austrocknung der Dentintubuli, thermische Belastung, Sogwirkung auf Odontoblasten sowie zu invasives präparieren in der klinischen Praxis häufig zu einer Traumatisierung der Zahnpulpa [108] [109].

Infolge der Präparation von Dentin werden Odontoblastenfortsätze geschädigt. Dies führt zu einer Wundfläche im vitalen Dentin. Nach *Walther et al.* darf daher eine Restdentinstärke von 0,7mm nicht unterschritten werden um irreversible Schäden der Pulpa zu minimieren [110] [103].

Um die thermische Belastung der Pulpa bei der Präparation zu minimieren soll nach *Klaiber et al.* auf eine Wasserkühlung von mind. 50ml/min geachtet werden [111] [103].

Auch sind der Anpressdruck des Winkelstücks, Turbinendrehzahl sowie Form und Korngröße des Schleifkörpers wichtige Faktoren für den Erhalt der Vitalität der Zahnpulpa [112] [105]. Nach der Präparation muss der Zahn mittels eines Provisoriums vor thermischen und chemischen Einflüssen geschützt werden.

Die Lebensdauer einer vollkeramischen Restauration wird erheblich vom Präparationsdesign beeinflusst [113] [114]. Daher stehen die Vitalerhaltung der Pulpa und die technische Anforderungen an die Präparation oft im Widerspruch [2]. Nach *Polansky et al.* zeigen 15% der konventionellen Kronenversorgungen im 10 Jahres Zeitraum ein Vitalitätsverlust der Zahnpulpa [115].

Für die Langlebigkeit der festsitzenden Restauration ist die innere Passung sowie ein definierter Randschluss von besonderer Bedeutung [116]. Letzterer muss in der Abformung exakt wiedergegeben werden, da es sonst nicht möglich ist den Kronenrand passgenau zu gestalten [105].

Nach der DGZMK sollte der Randspalt 100 µm nicht überschreiten [117]. *Spiekermann* forderte für eine optimale marginale Genauigkeit eine Randspaltbreite von 50 bis 100 µm [116], *Dreyer-Jørgensen* gar höchstens 50 µm [118]. Zudem muss der Kronenrand an der Präparationsgrenze enden und dort exakt ausgeformt sein [119]. Diese theoretischen Werte lassen sich in der Praxis nur schwer erreichen. So zeigten In- vivo Untersuchungen bei denen zu extrahierende Zähne restaurativ versorgt wurden und nach anschließender Extraktion im Labor untersucht wurden mittlere Messwerte von bis zu 382 µm [119] [120]. *Wöstmann et al.* wiesen bei einer ähnlichen In-vivo Untersuchung marginale Diskrepanzen von 200 µm bis zu 680 µm nach [121]. Aufgrund der Löslichkeit der Zemente lassen sich diese großen marginalen Diskrepanzen nicht dauerhaft ausgleichen, was zu Sekundärkaries und zu parodontalen Erkrankungen führen kann [122] [116].

2.3.1 Lage der Präparationsgrenze

Die Lage der Präparationsgrenze ist ein entscheidender Faktor aus karies- und parodontalprophylaktischer Sicht. Sie trägt damit zur Langlebigkeit der zahnärztlichen Versorgung entscheidend bei. Grundsätzlich lässt sich die Präparationsgrenze am Zahn sub-, iso- oder supragingival gestalten [103]. Die Lage des Kronenrandes sollte in Abhängigkeit der klinischen Situation bestimmt werden.

Bader et al. zeigten, dass Entzündungszeichen bei subgingival verlaufenden Kronenränder signifikant erhöht sind [123]. Auch andere Untersuchungen kamen zum Schluss dass subgingivale Restaurationsränder zu Entzündungen des marginalen Parodonts führen. Aus karies- und parodontalprophylaktischer Sicht ist daher eine supra- oder epigingivale Präparationsgrenze erwünscht [103] [124] [125] [106].

Nach *Marxkors* ist die marginale Passung bei supragingivalen Präparationsrändern wegen der leichter auszuführenden Präparation und Abformung signifikant besser. Ebenfalls fallen die Säuberung, Polierbarkeit und Kontrolle des Kronenrandes leichter [126] [103]. Jedoch kann dies nicht immer erreicht werden. Vor allem im vestibulären Frontzahnggebiet oder bei ausgedehnten kariösen Läsionen lässt sich eine Präparationsgrenze oberhalb des Sulkus nicht immer einhalten. So muss der Kronenrand aus klinischen Gründen in kariesfreier Zahnhartsubstanz liegen. Jedoch sollte ausreichend Abstand zwischen Sulkusboden und Alveolarknochen eingehalten werden um die biologische Breite nicht zu unterschreiten [127] [32]. Ein Unterschreiten dieser Struktur kann zu Knochenabbau bzw. Rezessionen sowie Entzündungen der Gingiva führen [103] [127] [128] [106].

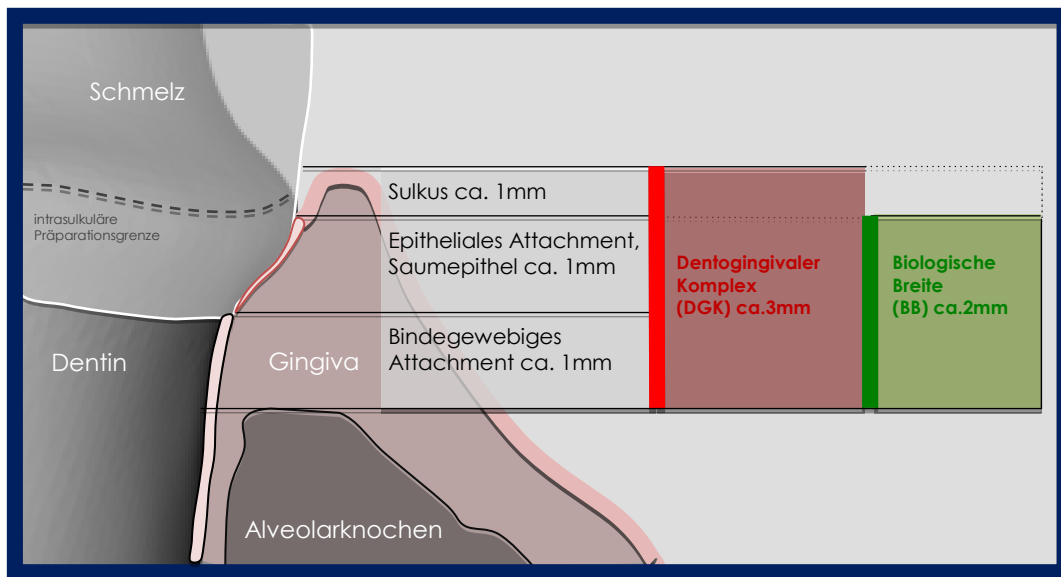


Abbildung 2.9: Darstellung der Präparationsgrenze und Aufbau des dentogingivalen Komplexes. Sulkus sowie epitheliales und bindegewebiges Attachment bilden zusammen den ca. 3mm starken Dentogingivalen Komplex (DGK). Die biologische Breite (BB) setzt sich aus epithelialem und bindegewebigem Attachment zusammen und sollte in ihrer Breite (ca. 2mm) nicht unterschritten werden. DGK und BB variieren je nach Individuum und Zahn in ihrer Ausdehnung; eigene Darstellung in Anlehnung an [129].

Sollte im Vorfeld der Behandlung durch Sondierung oder röntgenologische Kontrolle eine zu geringe biologische Breite festgestellt werden lässt sich diese durch eine chirurgische Kronenverlängerung artifiziell vergrößern. Dies wird durch die suprakrestale Resektion von Bindegewebe und Alveolarknochen erreicht [130].

Bei metallkeramischen Kronen ist eine subgingivale Präparation im vestibulären Frontzahngebiet meist indiziert da es sonst durch die Metallränder der Restauration zu ästhetisch ungünstigen Ergebnissen kommen kann. Durch den Einsatz von vollkeramischen Restaurationen, die mit einem zahnfarbenen Befestigungskomposite adhäsive eingesetzt werden, lassen sich ästhetisch günstigere Befestigungsfugen erreichen. Daher ist die subgingivale Präparation, wie sie für metallkeramische Restaurationen indiziert war heutzutage oft obsolet, da Entzündungsreaktionen und parodontale Schädigungen nicht ausgeschlossen werden können [106] [128].

Nach aktuellen Literaturangaben ist für CAD/CAM-generierten vollkeramischen Zahnersatz eine epigingival bzw. leicht supragingival liegende und zirkulär gleichmäßig verlaufende Präparationsgrenze indiziert [32, 131]. Die mit der adhäsiven Befestigung einhergehende absolute Trockenlegung wird durch die supragingival

verlaufende Präparation erleichtert [132]. Zudem ist die visuelle Kontrolle und die haptische Zugänglichkeit zum Präparationsrand gegeben [32] [107].

Ein höherer Substanzabtrag für vollkeramische Restaurationen ist nach *Pospiech* nicht mehr indiziert [133].

2.3.2 Design der Präparationsgrenze

Neben der Lage ist ebenfalls die zervikale Geometrie der Präparation für eine CAD/CAM-gerechte Präparation entscheidend. Grundsätzlich lassen sich vier Präparationsformen unterscheiden, die Hohlkehlpräparation, Tangentialpräparation, Stufenpräparation und Stufenpräparation mit Abschrägung [103] [2]. Die folgende Abbildung stellt die vier Präparationsformen schematisch dar:

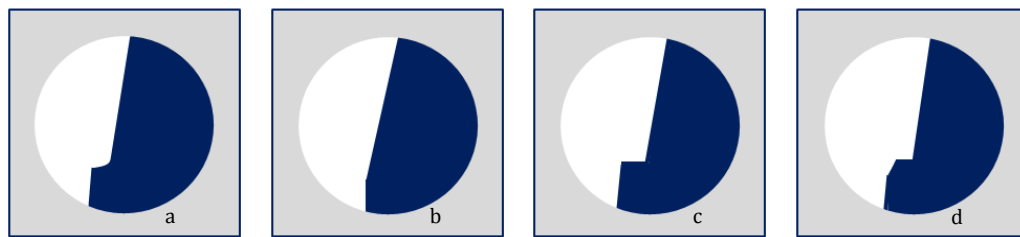


Abbildung 2.10: a=Hohlkehlpräparation, b=Tangentialpräparation, c=Stufenpräparation, d=Stufenpräparation mit Abschrägung; eigene Darstellung in Anlehnung an [134].

Die wissenschaftliche Empfehlung für die Präparation CAD/CAM-generierter Restaurationen sind jedoch einzig die Hohlkehle und die Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkannte [106] [131] [135] [136] [137] [138] [139].

Die Ausformung einer Hohlkehlpräparation erfolgt mit einem torpedoförmigen Diamanten. Dabei entsteht zirkulär um den Zahn eine deutliche und genau definierte Präparationsgrenze, die zudem genug Platz für das spätere zervikale Kronendesign bietet [2, 103].

Die präparierte und nicht präparierte Zahnhartsubstanz schließt dabei einen Winkel von ca. 120° ein [32] [103]. Damit ergibt sich entsprechend einer Druckbelastung eine nahezu vertikale Krafteinwirkung auf die Präparationsgrenze. Keramiken kommt dies entgegen, da sie sich unter Zugspannung als instabil, jedoch unter Drucklasten als

stabil erweisen [32]. In der Literatur zeigt sich, dass sich dieses Randdesign positiv auf die Langlebigkeit der Restauration auswirkt [131].



Abbildung 2.11: Präparation einer Hohlkehle (STL-Datensatz).

Durch die relativ einfache Durchführung ist die Hohlkehlpräparation, die sich sowohl für Vollkeramikkronen (Keramiken mit einer Biegefestigkeit $\geq 350\text{MPa}$, wie Lithiumdisilikatkeramiken und infiltrierte Oxidkeramiken) als auch für Vollguss- und Metallkeramikkronen (Verblendkeramikkronen) eignet, die bevorzugte Präparationsart für Kronen [140] [32] [106] [139] [135] [131].

In der Literatur zeigt sich die Hohlkehlpräparation bei Restaurationen aus Glaskeramiken frakturanfällig [141] [142]. Daher ist laut der *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.* bei Glaskeramikkronen die Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante indiziert [131].

Bei der technisch sehr einfach durchzuführenden Tangentialpräparation ist der Präparationsrand nicht eindeutig erkennbar, da dieser zervikal verläuft.



Abbildung 2.12: Tangentialpräparation (STL-Datensatz).

Daher kann es zu zervikaler Überschreitung aber auch leicht zur Unterschreitung des Präparationsrandes und damit zu großen Randspaltbreiten kommen [103] [2] [124] [126]. Für den Zahntechniker ist zudem aufgrund des fehlenden marginalen Platzangebotes die anatome Gestalt des Kronenrandes, schwierig. Dies kann zur

Überkonturierung der fertigen festsitzenden Restauration führen [2] [103]; und in der Folge zu Entzündungen des Parodonts sowie Knochenabbau [106] [127].

Daher ist die Tangentialpräparation trotz ihrer in der Literatur guten Eigenschaften, beispielsweise der Schonung von Zahnhartsubstanz und eines geringen Randspaltes in der klinischen Anwendung nicht mehr indiziert [2].

Eine weitere zervikale Geometrie, ist die durch eine rechtwinklige Stufe, gekennzeichnete Stufenpräparation. Dabei wird zwischen beschliffener und unbeschliffener Zahnhartsubstanz ein Winkel von ca. 90° eingeschlossen [103].

Vorteilhaft ist die dadurch entstehende deutliche Präparationsgrenze. Durch den hohen Substanzabtrag ergibt sich für die zahntechnische Versorgung im marginalen Bereich reichlich Platz für die Gestaltung der Restauration [140]. Jedoch kann sich der übermäßige Substanzabtrag negativ auf die Vitalität der Pulpa auswirken und zu einer späteren Devitalisierung des Zahns führen [112] [2]. Die Dentinreststärke sollte daher mindestens 0,7 mm betragen [112].

Als Indikation für die Stufenpräparation wären laut der *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.* Keramiken unter 350 MPa wie die Feldspatkeramik und Silikatkeramik zu nennen [131].

Ausschließlich die Stufenpräparation mit einer abgerundeten Innenkante ist laut Literatur, zusammen mit der Hohlkehlpräparation, für alle vollkeramischen Versorgungsmöglichkeiten geeignet [103] [143] [144] [138] [145].

Die *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V.* empfiehlt zudem bei Glaskeramiken diese Präparationsform [131]. Wie bei der Hohlkehlpräparation entsteht auch bei der Stufenpräparation eine eindeutige Präparationsgrenze.

Bei vollkeramischen Restaurationen ist es zwingend erforderlich, die scharfkantigen Übergänge abzurunden um Spannungsspitzen an der Stufenpräparation zu verhindern [103] [32]. Durch runde Übergänge sowohl in der okklusalen als auch zervikalen Gestaltung der Präparation können Druckspannungen in der Keramik weitergeleitet werden [146] [25] [147] [148].

Bei der Präparation einer rechtwinkligen Stufe ist die technisch anspruchsvolle Ausführung sowie das mögliche Auftreten einer aufsteigenden Außenkante („Dachrinne“) im Präparationsrand von Nachteil [32]. Eine „Dachrinnenbildung“ an der Präparationsgrenze erschwert die prothetische Versorgung des Zahnes und sollte aufgrund der Gefahr von Sekundärkariesbildung vermieden werden.

Diese Präparationsform der Stufe mit Abschrägung eignet sich ausschließlich für Kronen mit einem Metallgerüst oder Vollgusskronen. Grundsätzlich dient die Abschrägung einem verbesserten Randschluss sowie bei geschwächten Zähnen, wie beispielsweise nach einer Wurzelkanalbehandlung, durch den sogenannten „Ferrule Effekt“ einer gesteigerten Stabilität [140] [149].

Die 45° Abschrägung der Stufenpräparation führt zu einer besseren Umfassung des Zahns, sie ist jedoch technisch sehr anspruchsvoll. So können bei zu steiler Ausführung die Nachteile der Tangentialpräparation auftreten, was einen undeutlichen Präparationsrand zur Folge hätte. Daher ist diese Präparationsform bei Vollkronen in aller Regel obsolet [2]. Grundsätzlich lässt sich sagen dass eine definierte Präparationsgrenze Voraussetzung für die exakte computergestützte Herstellung und anschließende Passung der zahnärztlichen Restauration ist. Eine mangelhafte Passung im Randbereich kann zu Sekundärkaries und paradontalen Erkrankungen führen [122] [116].

2.3.3 Konvergenzwinkel

Definitionsgemäß versteht man in der Zahnheilkunde nach *Hoffman-Axthelm* unter der Konvergenz das „Aufeinander zulaufen von Zahnflächen nach der Präparation“ [150]. Der Konvergenzwinkel einer Präparation ergibt sich somit durch die aufeinander zulaufenden Präparationsflächen [150] [151]. Der Konvergenzwinkel (Summenwinkel) wird aus dem doppelten Präparationswinkel (Gesamtpräparationswinkel) auf der mesialen und distalen sowie der vestibulären und oralen Zahnfläche gebildet. Synonym zum einfachen Präparationswinkel ist der Konuswinkel. Nach *Güth et al.* soll der Konvergenzwinkel für vollkeramische Restaurationen zwischen 6° und 15° liegen [108] [106]. Die beste Passung für

CAD/CAM-generierten Einzelkronen wird laut *Beuer et al.* bei einem Konvergenzwinkel von 12° erreicht [152].

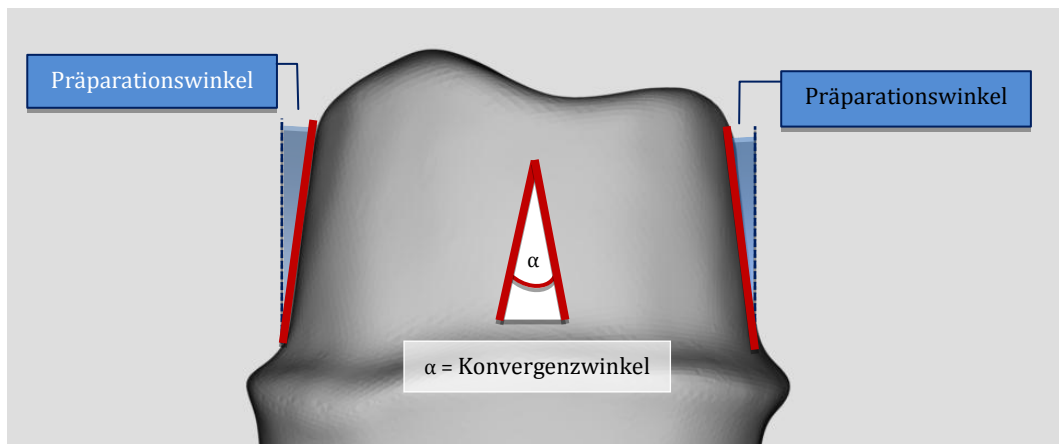


Abbildung 2.13: Nomenklatur der Winkel; eigene Darstellung nach [150].

Die Retention der späteren Restauration ist maßgebend von der Konvergenz abhängig. Wobei unter der Retention die Eigenschaft auf abziehende Kräfte entlang der Einschubachse entgegen zu wirken verstanden wird [153] [154] [155]. Bei zementierten Versorgungen wirken sich insbesondere die Scher- und Zugfestigkeit des Zements sowie die geometrischen Form und die Oberflächenrauigkeit der Präparationsflächen auf die Retention aus [153] [156] [157]. Je geringer der Konvergenzwinkel umso größer ist die Retentionsform. Nach *Jorgensen et al.* sinkt die Retentionsform um über 50% bei einem Anstieg des Präparationswinkel von 5° auf 10° [157].

Folglich ist der Konvergenzwinkel der Präparation die maßgebende Größe mit der die Retention durch den Zahnarzt beeinflusst werden kann [134].

Zusätzlich wirken sich die Höhe und der Durchmesser des Zahnstumpfes auf die Retention aus. Für den Halt der späteren Restauration ist neben der Retention, die Widerstandform der Präparation von entscheidender Wichtigkeit.

2.3.4 Innendesign

Eine Präparation für CAD/CAM-generierten Zahnersatz darf keine scharfen Kanten, abrupte Übergängen und dünn auslaufenden Rändern enthalten, um aus werkstoffkundlicher Sicht Zugspannungen zu reduzieren [32] [131] [158] [131].

Keramiken sind auf davon ausgehenden Spannungsspitzen nur schwach belastbar [158] [32] [159]. Auch sollten unter sich gehende Bereiche vermieden werden [32] [28].

Die taktile Überprüfung der Kronenpräparationen auf ein scharfkantiges Design hat CNC-fertigungsbedingte Gründe. Die rotierenden Instrumente mit denen die Restaurationen aus einem Industrierohling gefräst werden, verfügen über definierte Durchmesser. Die Diskrepanz zwischen einem kleiner dimensionierten scharfkantigen Bereich in der Präparation und dem größer dimensionierten Durchmesser des Schleifwerkzeugs wird mittels der CAD-Software ausgeglichen. Diese sogenannte Fräsradiuskorrektur gleicht Ecken und Kanten innerhalb der Präparationsgeometrie aus. Jedoch beinhaltet dieser Vorgang eine zusätzliche Materialentfernung was zu einer schlechteren Passung der Restauration führen kann. Ebenfalls kann durch diese Korrektur die Materialstärke negativ beeinflusst werden. Daher sollte der minimalste Präparationsradius den Durchmesser des kleinsten Schleifwerkzeugs nicht unterschreiten [158] [158] [37] [32]. Die nachfolgende Abbildung soll den Vorgang der Fräsradiuskorrektur exemplarisch darstellen.



Abbildung 2.14: Schematische Darstellung des Prinzips der Fräsradiuskorrektur: a) zu fertigende Geometrie (weiß), b) Fräse (blau) und nicht zugängliches Restmaterial (rot), c) notwendige zusätzliche Eindringtiefe, d) Fräsradiuskorrektur (hellgrau), e) Schleifergebnis nach vollständiger Bearbeitung [158].

3. Ziel der Untersuchung

Die vorliegende Studie soll den Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung mittels Intraoralscanner auf die Qualität von Zahnpräparationen überprüfen. Die Nullhypothese besagt, dass die Abformmethode keinen Einfluss auf die Qualität von Einzelzahnpräparationen für vollkeramische Kronen hat.

Des Weiteren soll überprüft werden inwieweit die Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-generierten Zahnersatz nach konventioneller Abformung und intraoralen Digitalisierung in der freien Praxis umgesetzt werden können. Dies soll mit Hilfe einer an der Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU) entwickelten automatisch arbeitenden Analysesoftware geschehen. Folgende 11 Präparationsparameter wurden dabei analysiert:

- Konvergenzwinkel
- Konvergenzwinkel-Klassen
- Stufenbreite
- Stufenbreite-Klassen
- Standardabweichung der Stufenbreite
- Präparationspunkt vorhanden
- Tangentialpräparation vorhanden
- Aufsteigende Außenkante (Dachrinnenpräparation)
- Unterschnitte
- Maximaler Präparationslinienunterschied
- Homogenität der Präparationslinie

Abschließend soll die manuelle Auswertung der Zahnpräparationen erfolgen. Dabei sollen die Präparationen der beiden Gruppen rein visuell auf eine CAD/CAM-gerechte Präparation für vollkeramischen Zahnersatz überprüft werden.

4. Material und Methoden

4.1 Untersuchte Gruppen

Die Studie vergleicht auf Basis zweier unterschiedlicher Abformmethoden die Qualität von In-vivo-Präparationen für CAD/CAM-generierte vollkeramische Kronen. Von den insgesamt 690 In-vivo-Präparationen wurden 367 konventionell (Gruppe 1) und 323 mit Hilfe eines Intraoralscanners (LAVA C.O.S., 3M ESPE, St.Paul/Minnesota, USA) (Gruppe 2) abgeformt.

4.1.1 Indirekte Digitalisierung (Gruppe 1)

In Gruppe 1 erfolgte nach der Präparation des Zahnes eine konventionelle Abformung mittels Präzisionsabformmassen, auf deren Grundlage die zahnärztliche Restauration in einem Fräszentrum (Biodentis, Leipzig, Germany) maschinell hergestellt wurde. Für den konventionellen Workflow von der Digitalisierung bis zur einsatzbereiten Restauration bot das Fräszentrum drei mögliche Arbeitswege an. Der Versand einer Präzisionsabformung bzw. eines Gipsmodells an das Fräszentrum mit der anschließenden Digitalisierung mittels Laborscanners und der dortigen Konstruktion, kennzeichneten den ersten und zweiten Arbeitsweg. Einzig die Fertigstellung unterschied die beiden Arbeitsabläufe. Die elektronische Übermittlung der Konstruktionsdaten an das Fräszentrum war ebenfalls möglich (siehe Weg III). Die nachfolgende Abbildung 4.1 stellt die drei möglichen konventionellen Arbeitswege in der vorliegenden Studie dar.

I	II	III
Restauration fertiggestellt im ZF	Restauration zur Weiterverarbeitung ZA/ZT	Restauration zur digitalen Weiterverarbeitung ZA/ZT
Präparation Konventionelle Abformung		
		Digitalisierung Konstruktion

Versand an ZF	Versand an ZF	<u>Digitaler</u> Versand an ZF
Digitalisierung	Digitalisierung	
Konstruktion	Konstruktion	
Produktion	Produktion	Produktion

Abbildung 4.1: Die drei möglichen Arbeitsabläufe mittels konventioneller Abformung; ZA=Zahnarzt, ZT= zahntechnisches Labor, ZF=zentrales Fertigungszentrum.

4.1.2 Direkte Digitalisierung (Gruppe 2)

In Gruppe 2 wurden die Präparationen mittels eines Intraoralscanners (LAVA C.O.S., 3M ESPE, St.Paul/Minnesota, USA) in den zahnärztlichen Praxen direkt digitalisiert. Anschließend erfolgte die digitale Weiterleitung der erhobenen Daten an ein zentrales Fertigungszentrum (Biodentis, Leipzig, Germany). Dabei wurden entweder die Daten der digitalen Abformung (Workflow I) oder die der fertigen Konstruktion (Workflow II) an das Fräszentrum übermittelt. Die nachfolgende Abbildung 4.2 stellt die zwei möglichen digitalen Herstellungswege in dieser Studie dar.

I	II
Restauration fertiggestellt im ZF	Restauration zur digitalen Weiterverarbeitung ZA/ZT
Präparation Digitale Abformung	
	Konstruktion
Digitaler Versand an ZF	Digitaler Versand an ZF
Konstruktion	
Produktion	Produktion

Abbildung 4.2: Die zwei möglichen Arbeitsabläufe mittels digitaler Abformung; ZA= Zahnarzt, ZT= zahntechnisches Labor, ZF= zentrales Fertigungszentrum.

4.2 Bereitstellung der Datensätze

Die Datensätze der 690 In-vivo-Präparationen wurden vollständig anonymisiert durch ein Fräszentrum (Biodentis, Leipzig, Germany) zur Verfügung gestellt. Die Auswahl der Datensätzen erfolgte aus dem Datenpool der Jahre 2012 und 2013. Die In-vivo-Präparationen stammten von in freien Praxen tätigen Zahnärzten. Durch die Anonymisierung der Datensätze ließen sich weder Angaben zum behandelnden Zahnarzt noch zum Patienten machen. Auch konnte keine Aussage zum klinischen Zustand des Zahnes erfolgen. Ein Datensatz enthielt jeweils einen Patientenfall mit einer Kronenpräparation, Nachbarzähnen sowie den Antagonisten. Für die vorliegende Arbeit wurden nur Kronenpräparationen an Prämolaren und Molaren des Ober- und Unterkiefers berücksichtigt (FDI 14, 15, 16, 17, 24, 25, 26, 27, 34, 35, 36, 37, 44, 45, 46, 47). Die Unbedenklichkeitserklärung der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität für die vorliegende Studie findet sich im Anhang 9.3.

4.3 Verwendete Software

Die anonymisierten Datensätze wurden zunächst aus dem WRP-Dateiformat, dem proprietären Dateiformat der Software Geomagic (3D Systems, Rock Hill, U.S.), in das STL-Dateiformat (Surface Tessellation Language/Standard Triangulation Language) konvertiert. Dies erfolgte mit Hilfe der Software Geomagic (3D Systems, Rock Hill, U.S.). Anschließend konnten die Datensätze in ein an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickeltes Analyseprogramm zur automatischen Auswertung spezifischer Präparationsparameter importiert werden.

4.4 Systematische Bezeichnung

Die 690 Datensätze des Fräszentrum (Biodentis, Leipzig, Deutschland) wiesen keine verbindliche Benennung für eine standardisierte Weiterbearbeitung auf. Daher erfolgte, wie in Abbildung 4.3 dargestellt, für die vorliegende Studie eine systematische Bezeichnung der Daten. Somit lassen sich anhand dieser Nomenklatur Rückschlüsse auf deren Inhalt tätigen, was eine einfachere und standardisierte Auswertung ermöglichte.

z.B. STL Datensatzbezeichnung: 2_15_27_9_13_5489_25

Gruppe	Zahnarzt	Datum	Nummer	Zahn FDI
1 = Konv. Abformung	zB.: 15	zB.: 27.9.13	zB.: 5489	zB.: 25

Abbildung 4.3: Tabellarische Zusammenstellung der systematischen Nomenklatur

4.5 Allgemeiner Untersuchungsablauf

Nach Erhalt der anonymisierten Datensätze auf einem Speichermedium, musste für die Auswertung die Datenmenge reduziert werden. Daher wurde jeder Datensatz nur auf die Präparation reduziert und in das STL-Format (Surface Tessellation Language/Standard Triangulation Language) konvertiert. Dies erfolgte mit Hilfe der Software Geomagic (3D Systems, Rock Hill, U.S.). Vorherige Daten wie Nachbarzähne, Antagonisten oder Schlussbissstellung wurden verworfen. Ebenfalls erfolgte die systematische Bezeichnung eines jeden Datensatzes.

Das an der LMU entwickelte Analyseprogramm analysierte nach mathematischen Methoden die Stumpfpräparationen vollautomatisch und ohne zusätzliche Benutzereingriffe. Hierzu wurden nach dem „Tortenprinzip“ 360 vertikale Schnittebenen durch einen zentralen Schnittpunkt des Zahnstumpfes gelegt. Dadurch entstanden 360 vertikale Schnittebenen pro Zahnstumpf die vollautomatisch analysiert wurden. Aus diesen Schnitten wurden die zu untersuchenden Parameter ermittelt. Die Abbildung 4.4 zeigt die Schnitteben in okklusaler und bukkaler Ansicht.

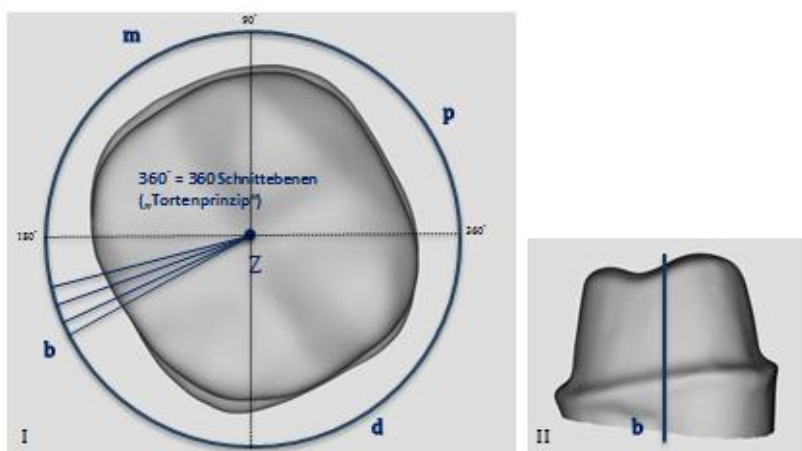


Abbildung 4.4: (I) okklusale Darstellung der vertikalen Schnittebenen durch den definierten Mittelpunkt (M); (II) Ansicht von (II) (Punkte: Z=Zentrum des Zahnstumpfs, m=mesial, p=palatinal, d=distal, b=buccal).

Bei den Parametern „Konvergenzwinkel“ und „Stufenbreite“ wurde ein Zahnmedian über alle Zahnschnitte einer Präparation gebildet. Anschließend erfolgte die Berechnung des Gruppenmedian für die beiden Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ (ID) und „Direkte Digitalisierung“ (DD).

Zur Ermittlung der Parameter „Konvergenzwinkel-Klassen“ und „Stufenbreite-Klassen“ wurden die Ergebnisse der jeweiligen Einzelschnitte pro Präparation in unterschiedliche definierte Qualitätsklassen aufgeteilt. Somit konnte der prozentuale Anteil der einzelnen Klassen am präparierten Zahn bestimmt werden. Für jede der Qualitätsklassen wurde der Gruppenmedian bestimmt. Die Gruppen ID und DD konnten durch Verwendung der Gruppenmediane der einzelnen Qualitätsklassen verglichen und bewertet werden.

Die Parameter „Präparationspunkt vorhanden“, „Tangentialpräparation vorhanden“ und „Unterschnitte“ wurden nach einem Ja/Nein-Prinzip bewertet. Wenn der Zahnschnitt die Parameterbedingung erfüllte wurde dies als Ja-, wenn nicht als Nein-Entscheidung kategorisiert. Basierend auf diesen Ja/Nein-Entscheidungen der Einzelpräparation wurde der prozentuale Anteil des Parameters je Zahn bestimmt. Mit den berechneten prozentualen Anteilen erfolgte die Ermittlung des Gruppenmedian für die Gruppe ID und DD.

Die Auswertung des Parameters „Aufsteigende Außenkante (Dachrinnenpräparation)“ erfolgte ebenfalls als Ja/Nein-Entscheidung. Wenn jedoch bei der Analyse der gesamten Zahnpräparation ein Einzelschnitt eine Dachrinnenpräparation aufwies wurde der gesamte Zahn als Dachrinnenpräparation definiert. Durch diese Vorgehensweise kann der prozentuale Anteil von Präparationen ohne aufsteigende Außenkante, in den Gruppen ID und DD ermittelt und miteinander verglichen werden.

Zur Bestimmung des Parameters „Standardabweichung der Stufenbreite“ wurde für jeden Einzelschnitt die Stufenbreite ermittelt. Anschließend erfolgte die Ermittlung des Mittelwerts, sowie der Standardabweichung der Stufenbreite je Zahn. Aus der Standardabweichung pro Zahn wurde der Gruppenmedian für die Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ ermittelt.

Beim Parameter „Maximaler Präparationslinienunterschied“ wurde der kleinste Z-Wert (maximaler Wert) mit dem größten Z-Wert (minimaler Wert) verglichen (siehe Abbildung 4.15). Die aus der Schnittanalyse ermittelte maximale Höhendifferenz wurde je Zahn berechnet. Daraus wurden die Gruppenmediane der Gruppen ID und DD bestimmt.

Zur Untersuchung des Parameters „Homogenität der Präparationslinie“ wurde der maximale Höhengsprung (Δ^Z) zwischen zwei benachbarten Präparationspunkten pro Zahnpräparation ermittelt (siehe Abb. 4.16). Aus diesen Werten wurden die Gruppenmediane ermittelt.

4.6 Untersuchung der Präparationsparameter

4.6.1 Konvergenzwinkel

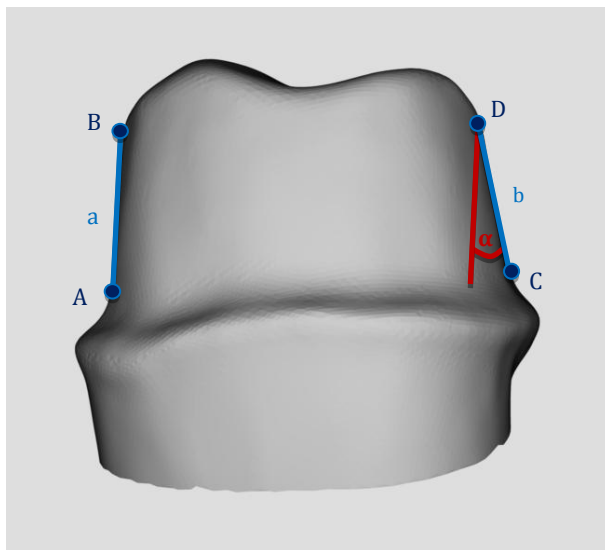


Abbildung 4.5: Mathematische Bestimmung des Konvergenzwinkels, (Punkte: A und C=marginale Anfangspunkte; B und D=inzisale Endpunkte; a und b=Präparationsgeraden; α =Summenwinkel).

Die automatisierte Analysesoftware bestimmt den Konvergenzwinkel je Präparation anhand der vertikalen Schnittebenen. Da der Konvergenzwinkel jeweils an den zwei gegenüberliegenden Präparationsflächen gemessen wird, ergeben sich somit pro Zahn 180 Messungen. In diesen Ebenen wurden nach mathematischen Methoden, durch die

Analysesoftware, sogenannte Präparationsgeraden (a und b) bestimmt. Konstruiert wurden diese Geraden durch einen marginalen Anfangs- (A bzw. C) sowie inzisalen Endpunkt (B bzw. D) an der jeweiligen Präparationsfläche. Die Anfangs- und Endpunkte lagen definitionsgemäß an den am steilsten stehenden Präparationsflächen und bildeten dadurch die beschriebenen Geraden. Nun wurde der Summenwinkel α zwischen den zwei gegenüberliegenden Geraden a und b gemessen. Dieser Winkel entspricht dem Konvergenzwinkel in der vorliegenden Studie.

Von diesen 180 Messungen pro Präparation wurde der Zahnmedian des Konvergenzwinkels eines jeden Zahns ermittelt. Dies erfolgte in der Gruppe 1 für alle 367 Präparationen sowie ebenfalls in der Gruppe 2 für alle 323 Präparationen. Abschließend wurde gesondert für jede Gruppe der Gruppenmedian aus allen gemessenen Winkeln bestimmt und miteinander verglichen.

4.6.2 Konvergenzwinkel-Klassen

Die ermittelten 180 Konvergenzwinkel einer jeden Präparation wurden zur Bewertung nach den in Abbildung 4.6 aufgelisteten Klassen eingeteilt [108]. Die prozentuale Verteilung der Konvergenzwinkel-Klassen konnte dadurch für jeden Zahn bestimmt werden.

Klasse	Konvergenzwinkel	Bereiche
I	optimal Wert	$\geq 6^\circ \leq 15^\circ$
II	zu parallel	$< 6^\circ$
III	zu konisch	$> 15^\circ$

Abbildung 4.6: Einteilung des Konvergenzwinkels nach Klassen

Die ermittelten prozentualen Klassenverteilungen pro Zahn wurden anschließend den beiden Gruppen (Indirekte Digitalisierung/Direkte Digitalisierung) zugeordnet. Abschließend erfolgte die statistische Auswertung der beiden Gruppen basierend auf ihrer Klassenzugehörigkeit.

4.6.3 Stufenbreite

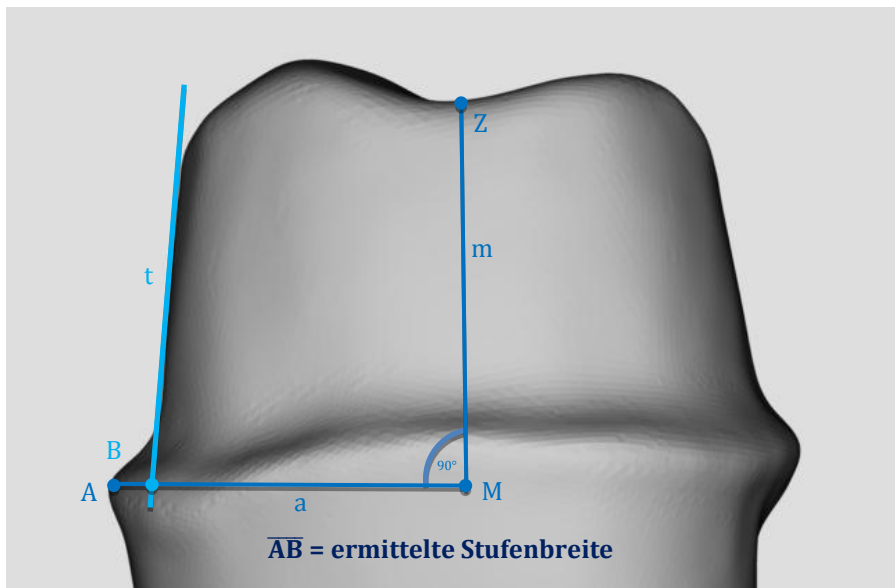


Abbildung 4.7: Mathematische Ermittlung der Stufenbreite, (Punkte: A=zervikalster Präparationspunkt; B=Schnittpunkt der Tangente (t) mit der Geraden (a); m=Mittelpunktgerade, gebildet durch Punkt Z sowie M und damit Mittelpunkt aller 360 vertikaler Schnittebenen „Tortenprinzip“).

Die Bestimmung der Stufenbreite erfolgte durch die Analysesoftware vollautomatisiert in den erfolgten 360 vertikalen Schnittebenen einer Präparation. Definitionsgemäß läuft eine Gerade (a) von dem äußersten zervikalen Präparationspunkt (A) zum zentral liegenden Punkt (M). Die Gerade (m) wurde durch die Punkte (Z und M) gebildet. Sie ist charakterisiert als der Mittelpunkt aller 360 vertikalen Schnittebenen eines jeden Stumpfes. Auf der Präparationsfläche wurde nun die Tangente (t) abgebildet. Die Tangente schneidet die Gerade (a) am Punkt (B). Die Stufenbreite wird nun durch die Software anhand der Strecke von Punkt (A) zu Punkt (B) berechnet. Von diesen 360 Messungen pro Präparation wurde der Zahnmedian der Stufenbreite eines jeden Zahns ermittelt. Aus den 367 konventionellen und 323 direkt digitalisierten Präparationen wurde gesondert für jede Gruppe der Gruppenmedian ermittelt und anschließen verglichen.

4.6.4 Stufenbreite-Klassen

Die gemessenen 360 Stufenbreiten, einer jeden Zahnpräparation, wurden zur Bewertung in die Klassen I bis III eingeteilt [106], siehe Abbildung 4.8. Die

prozentuale Verteilung der Stufen-Klassen konnte dadurch für jeden Zahn bestimmt werden.

Klasse	Präparationstiefe	Bereiche
I	minimal-invasiv (optimal)	$\geq 0,5\text{mm} \leq 1\text{mm}$
II	akzentuiert	$> 1\text{mm}$
III	zu gering	$< 0,5\text{mm}$

Abbildung 4.8: Einteilung der Stufenbreite nach Klassen

Die ermittelten prozentualen Klassenverteilungen pro Zahn wurden anschließend den beiden Gruppen (Indirekte Digitalisierung/Direkte Digitalisierung) zugeordnet. Abschließend erfolgte die statistische Auswertung der beiden Gruppen basierend auf ihrer Klassenzugehörigkeit.

4.6.5 Standardabweichung der Stufenbreite

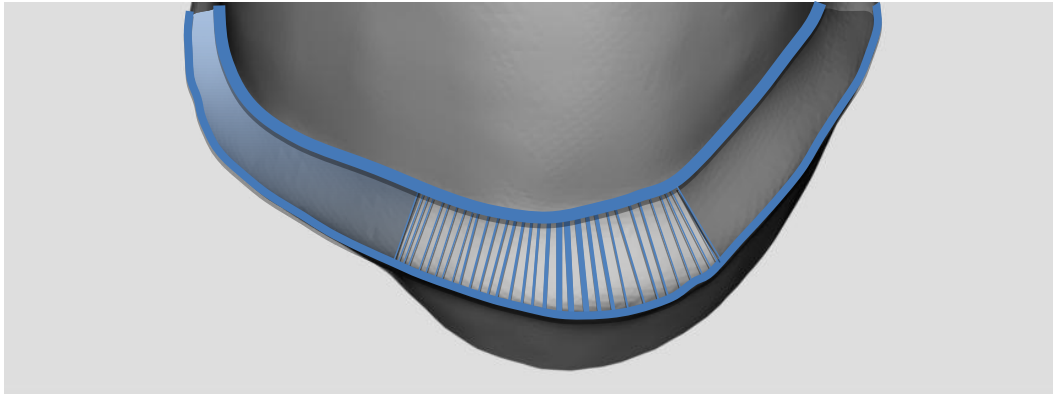


Abbildung 4.9: Darstellung der Stufenbreite

Die Standardabweichung beschreibt die Streubreite des arithmetischen Mittelwertes der jeweiligen Gruppe. Durch die Analysesoftware ließ sich die Standardabweichung der Stufenbreite nach mathematischen Methoden bestimmen. Die Berechnung erfolgte über die Quadratwurzel der Varianz:

$$\sigma = \sqrt{\text{Var}(x)} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n}}$$

Dadurch konnten Aussagen hinsichtlich der Homogenität der Stufenbreite innerhalb der Gruppen (Indirekte Digitalisierung/Direkte Digitalisierung) getätigt werden.

Je niedriger die Standardabweichung innerhalb der Gruppe war, umso gleichmäßiger war die zirkuläre Stufe in ihrer Ausdehnung (Stufenbreite) durch den Zahnarzt innerhalb der Gruppen ID und DD präpariert. Dabei kann keine Aussage über die Qualität der Stufenbreite getätigt werden.

4.6.6 Präparationspunkt vorhanden

Durch die Analysesoftware wurde der äußerste Punkt (A) des zervikalen Präparationsrandes nach mathematischen Methoden pro Zahnstumpf 360mal ermittelt (siehe Abbildung 4.7). Dieser Punkt wurde als Präparationspunkt definiert.

Die Bewertung des Parameters „Präparationspunkt vorhanden“ erfolgte als Ja/Nein-Entscheidung. Im Falle des nicht Auffindens des Präparationspunktes im Schnittbild, beispielsweise aufgrund einer Tangentialpräparation wurde der Parameter „Präparationspunkt vorhanden“ für diesen Schnitt mit Nein bewertet. Basierend auf diesen Ja/Nein-Entscheidungen der Einzelpräparationen wurde der prozentuale Anteil des Parameters je Zahn bestimmt.

Mit den berechneten prozentualen Anteilen erfolgte die Ermittlung des Gruppenmedian für die Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“.

4.6.7 Tangentialpräparation vorhanden

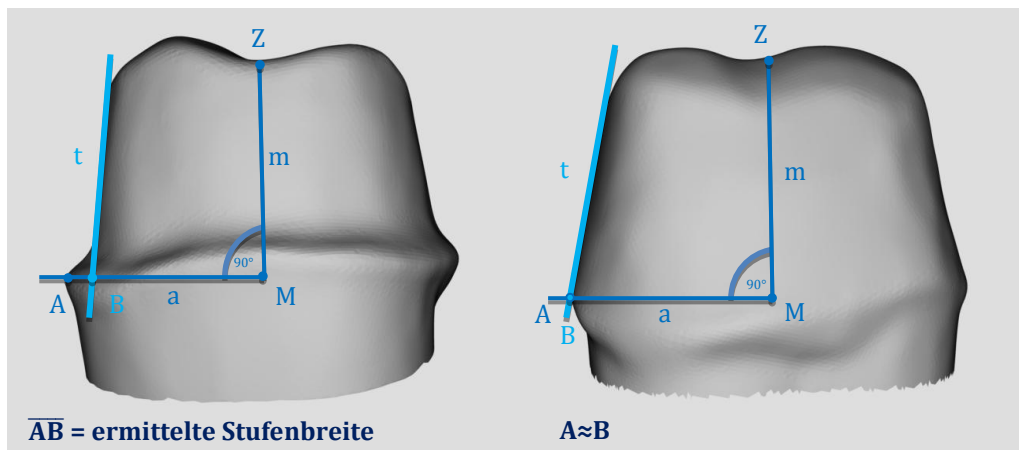


Abbildung 4.10: Mathematische Ermittlung der Stufenbreite; Hohlkehlpräparation (links) und Tangentialpräparation (rechts).

Die Bestimmung der Tangentialpräparation erfolgte voll automatisiert durch die Analysesoftware in den 360 vertikalen Schnittebenen für jeden der Zahnstümpfe. Dazu ermittelte die Analysesoftware wie in Kapitel 4.6.3 die Stufenbreite (\overline{AB}). Sollte sich diese gegen 0 bewegen, da die Tangente (t) die Gerade (a) im Punkt (A) schneidet, wurde die Präparation als tangential bewertet.

Die Bewertung des Parameters erfolgte als Ja/Nein-Entscheidung. Im Falle einer Tangentialpräparation im Schnittbild, wurde der Parameter „Tangentialpräparation vorhanden“ mit Ja bewertet. Basierend auf diesen Ja/Nein-Entscheidungen der Einzelpräparation wurde der prozentuale Anteil des Parameters je Zahn bestimmt. Mit den berechneten prozentualen Anteilen erfolgte die Ermittlung des Gruppenmedian für die Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“.

4.6.8 Aufsteigende Außenkante (Dachrinnenpräparation)

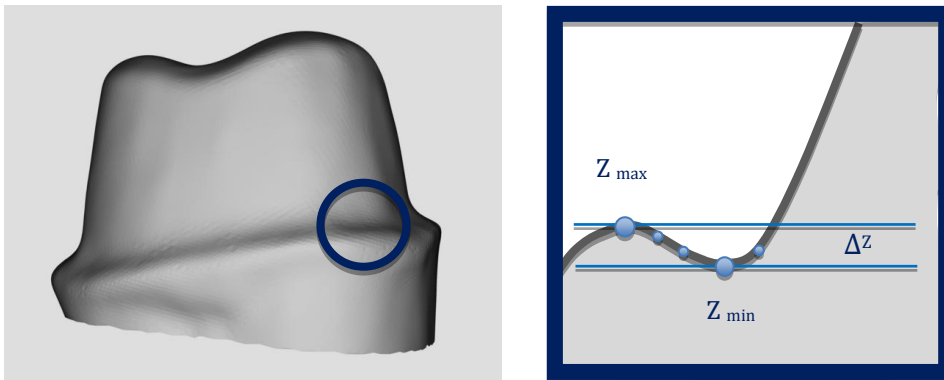


Abbildung 4.11 (links): Präparationsbereich mit einer aufsteigenden Außenkante (Kreis).
Abbildung 4.12 (rechts): Schematische Darstellung im Querschnitt; mathematische Bestimmung der aufsteigenden Außenkante.

Die Analysesoftware bestimmte pro Zahnstumpf den Parameter „Aufsteigende Außenkante“ 360mal. Dabei wurde wie in Kapitel 4.6.3 aufgeführt der äußerste zervikale Präparationspunkt Punkt A im Koordinatensystem bestimmt. Die Software berechnete anschließend bei jedem der 360 vertikalen Schnittbilder, ausgehend vom äußersten Präparationspunkt, die Präparationsgeometrie. Falls ein nachfolgender Punkt der Präparationsgeometrie im vertikalen Schnittbild einen niedrigeren Δ^Z -Wert als der des vorherigen Punktes aufwies, erkannte das System die Präparationsgeometrie als Dachrinnenpräparation.

Die Bewertung des Parameters „Aufsteigende Außenkante“ erfolgte als Ja/Nein-Entscheidung. Wenn bei der Analyse eines Zahnstumpfes einer der Schnitte eine aufsteigende Außenkante aufwies, wurde der gesamte Zahn als Dachrinnenpräparation deklariert. Durch diese Vorgehensweise kann der prozentuale Anteil von Zähnen (Einzelzahnpräparationen), ohne Dachrinnenpräparation, in den Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ ermittelt und miteinander verglichen werden.

4.6.9 Unterschnitt

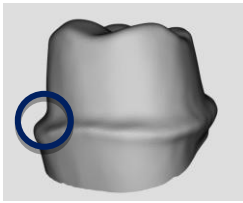


Abbildung 4.13: Unter sich gehender Bereich (Kreis)

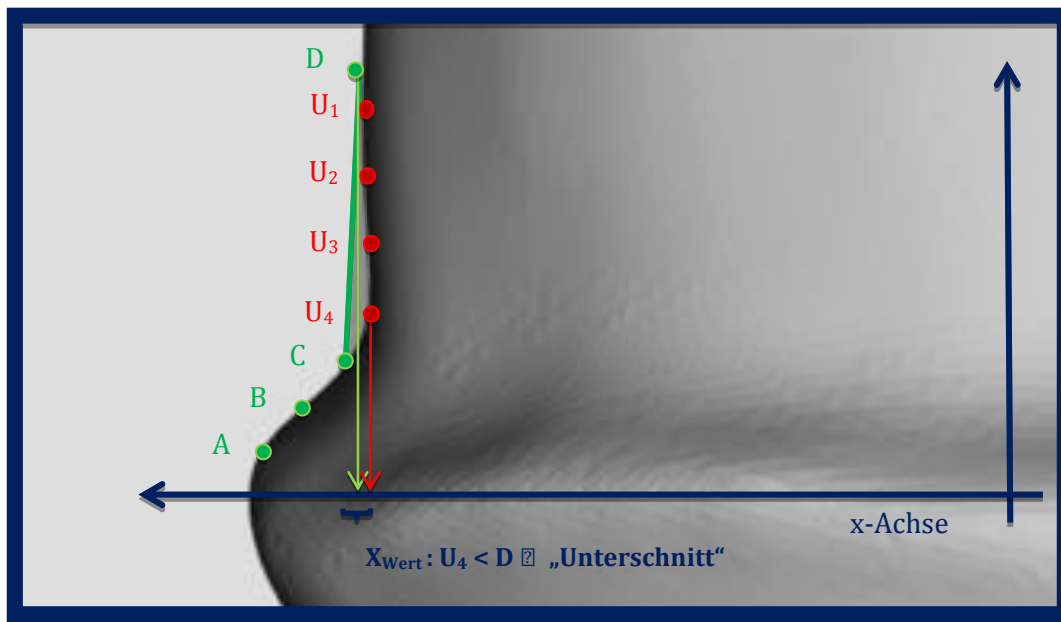


Abbildung 4.14: Schematische Darstellung; mathematische Ermittlung eines Präparationsunterschnitts.

Die Analysesoftware bestimmt pro Zahnstumpf den Parameter „Unterschnitt“ in allen, der 360 vertikalen Schnittbildern. Dabei wurde wie in Kapitel 4.6.3 aufgeführt der äußerste zervikale Präparationspunkt Punkt A im Koordinatensystem bestimmt. Die Software ermittelte anschließend die Präparationsgeometrie des vertikalen Schnittbildes. Wenn von Punkt D ausgehend ein nachfolgender Punkt (U₁) einen kleineren X_{Wert} aufwies, erkennt das System die Präparationsgeometrie als Unterschnitt. Nach mathematischen Methoden erfolgte nun die Auswertung der nachfolgenden Punkte (U₂ bis U₄) im Koordinatensystem, deren X_{Werte} ebenfalls unter dem des Ausgangspunktes D lagen und demzufolge einen Unterschnitt in der Präparation bildeten. Ab Punkt C wurde die Präparation im vertikalen Schnittbild durch einen ansteigenden X_{Wert}, bezogen auf den Ausgangspunkt D als regulär erkannt.

Die Bewertung des Parameters erfolgte als Ja/Nein Entscheidung. Im Falle einer unter sich gehenden Stelle im Schnitt, wurde der Parameter „Unterschnitt vorhanden“ für diesen Einzelschnitt mit Ja bewertet.

Basierend auf diesen Ja/Nein-Entscheidungen der Einzelpräparationen wurde der prozentuale Anteil des Parameters je Zahn bestimmt. Mit den berechneten prozentualen Anteilen erfolgte die Ermittlung des Gruppenmedian für die Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“.

4.6.10 Maximaler Präparationslinienunterschied

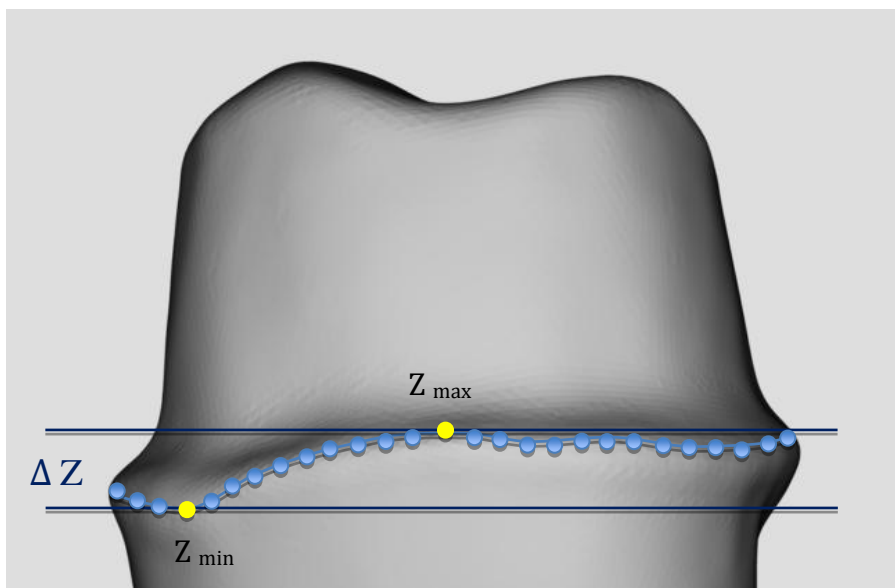


Abbildung 4.15: Ermittlung des maximalen Präparationslinienunterschiedes; (Punkte: Z_{\max} =Präparationspunkt gelegen auf der Präparationslinie mit dem maximalen Wert der Applikatenachse (z-Achse), Z_{\min} =Applikatenachse (z-Achse) mit dem minimalsten Wert).

Die Analysesoftware ermittelte die x,y,z Lage aller Präparationspunkte, einer Präparation. Alle gefundenen Präparationspunkte ergaben zusammen die Präparationslinie für einen Zahn. Nun wurde der kleinste Z-Wert innerhalb der Präparationslinie mit dem größten Z-Wert verglichen. Die gemessene Höhendifferenz zwischen den zwei Punkten entsprach dem maximalen Präparationsliniensprung des Zahns. Aus den 367 konventionellen und 323 intraoralgescannten Präparationen wurde abschließend für jede Gruppe (Indirekte Digitalisierung/Direkte Digitalisierung) der Gruppenmedian der Höhendifferenz ermittelt und verglichen.

4.6.11 Homogenität der Präparationslinie

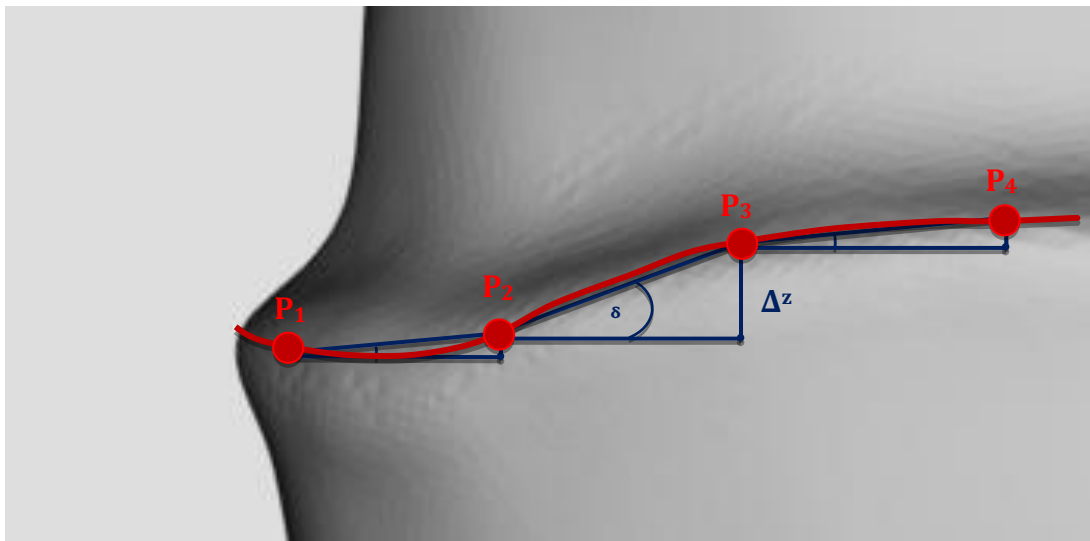


Abbildung 4.16: Ermittlung der Präparationslinien-Homogenität nach mathematischen Methoden; (Punkte: P_1 bis P_4 ermittelte Präparationspunkte auf der Präparationslinie, Δ^z =maximaler Höhengsprung zwischen den 4 Präparationspunkten) Darstellung schematisch; eigentliche Auswertung erfolgt anhand 360 Präparationspunkte je Zahn.

Zur Untersuchung der Homogenität der Präparationslinie wurden die gefundenen Präparationspunkte auf der Präparationslinie jeweils mit seinem unmittelbar benachbarten Punkt verglichen. Der maximale Höhengsprung (Δ^z) zwischen zwei benachbarten Präparationspunkten wurde nach mathematischer Berechnung durch die Software für jeden Zahn bestimmt. Folglich ließ sich durch den ermittelten Gruppenmedian eine Aussage zur Homogenität der Präparation treffen.

4.7 Manuelle Auswertung

Neben der automatisierten Auswertung mittels der an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU entwickelten Software, erfolgte zusätzlich eine rein subjektive Bewertung der Präparationen, im Sinne einer Ja/Nein-Entscheidung, ob die Präparation CAD/CAM-gerecht war.

Dabei wurden die gesamten 690 In-vivo-Präparationen mit Hilfe der Software Geomagic (3D Systems, Rock Hill, U.S.) auf eine CAD/CAM-gerechte Präparation für vollkeramischen Zahnersatz untersucht. Dadurch war es möglich die Stumpfgeometrie auf einem Bildschirm zu visualisieren und in alle Raumrichtungen zu bewegen. Somit wurde jede der 690 In-vivo-Präparationen als Datensatz visualisiert (STL-Datensatz) und nach den unten genannten Kriterien bewertet.

Die Beurteilung erfolgte nach den Kriterien der *Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. (DGPro)* sowie der *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. (AG Keramik)*. Bei augenscheinlicher Einhaltung der folgenden Kriterien wurde die Präparation als CAD/CAM-gerecht für vollkeramischen Zahnersatz bewertet. Ein Konvergenzwinkelbereich von $\geq 6^\circ \leq 15^\circ$ [108], eine Stufenbreite von $\geq 0,5\text{mm} \leq 1\text{mm}$ [106], keine Tangentialpräparation, keine aufsteigenden Außenkanten sowie keine Unterschnitte in der Präparationsgeometrie [32] [28] [106] [131] [135] [136] [137] [138] [139]. Zudem wurde auf die Vermeidung von scharfkantigen Übergängen im Präparationsdesign geachtet [103] [32].

Wenn bei der visuellen Untersuchung eine der genannten Ausschlusskriterien gefunden wurde, wurde der gesamte Zahn als -nicht keramikgerecht präpariert- bewertet. Somit konnte für jede Gruppe die Anzahl der Einzelzahnpräparationen ermittelt werden, die ein CAD/CAM gerechtes Präparationsdesign für Vollkeramik aufwiesen. Der statistische Vergleich der beiden Gruppen (Indirekte Digitalisierung/Direkte Digitalisierung) erfolgte nach dem exakten Test nach Fisher.

4.8 Statistische Auswertung

Mit dem Programm SPSS Statistics (Version 23.0.0, SPSS-Inc., Chicago, USA) erfolgte die statistische Auswertung der ermittelten Daten. Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Medianwerte, Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- sowie Minimalwerte bestimmt und in Tabellen zusammengestellt. Zur Veranschaulichung wurden Balkendiagramme, Kreisdiagramme und Box-Plot-Diagramme erstellt.

Durch die folgende Abbildung soll ein Box-Plot-Diagramm veranschaulicht werden:

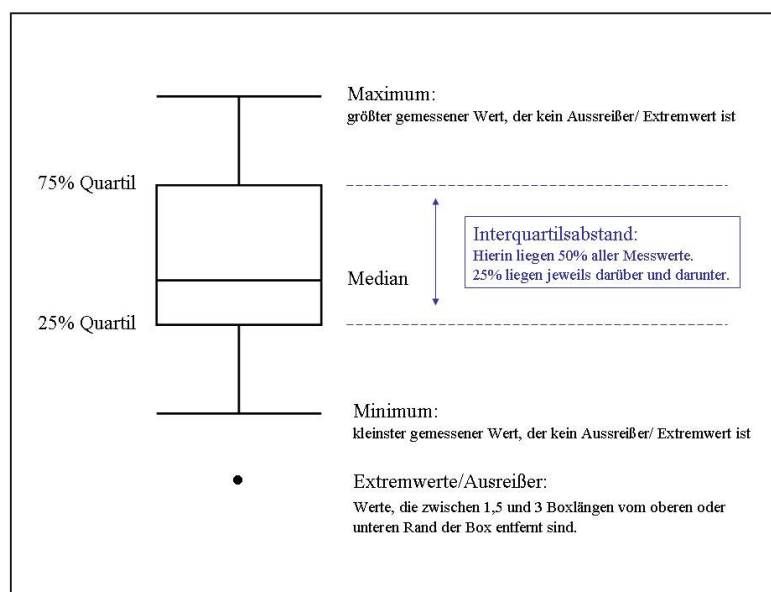


Abbildung 4.17: Veranschaulichung eines Box-Plot-Diagramms [160].

Die analytische Statistik umfasste zum Vergleich der beiden unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ den Gruppenmedian der einzelnen untersuchten Parameter. Anschließend wurde der nicht parametrische Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der zwei Gruppen angewendet. Ergebnisse mit einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wurden als signifikant, von $p \leq 0,01$ als hoch signifikant und von $p \leq 0,001$ als höchst signifikant bezeichnet. Für die Ermittlung des Parameters „Standardabweichung der Stufenbreite“ wurde der Mittelwert der Stufenbreite als Grundlage der Streubreite erhoben.

Zum Vergleich der beiden unabhängigen Gruppen wurde bei der manuellen Auswertung der Präparationen der exakte Test nach Fisher angewendet.

5. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der untersuchten Präparationsparameter bezogen auf die beiden Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ (ID) sowie „Direkte Digitalisierung“ (DD) gegenübergestellt und verglichen. Der Stichprobenumfang dieser Studie betrug insgesamt 690 Datensätze, verteilt auf die Gruppe ID (n=367) und Gruppe DD (n=323).

Die Darstellung der Ergebnisse der jeweiligen Abformart erfolgte in tabellarischer Form. Anschließend wurden die Ergebnisse der beiden Gruppen verglichen.

5.1 Konvergenzwinkel

Die Tabelle 5.1 zeigt die statistische Verteilung der Werte. Es ergab sich für die Gruppe ID ein Gruppenmedian von 30,48°. In der Gruppe DD fand sich mit 33,32° ein leicht größerer Gruppenmedian.

Konvergenzwinkel in °	Indirekte Digitalisierung	Direkte Digitalisierung
N	367	323
Quartil ₂₅	25,8550	29,0595
Quartil ₅₀ (Gruppenmedian)	30,4750	33,3200
Quartil ₇₅	35,0490	38,0355

Tabelle 5.1: Statistische Auswertung des Konvergenzwinkels

Die Differenz zwischen dem oberen (Q₇₅) und dem unteren Quartil (Q₂₅), der sogenannte Interquartilabstand, beinhaltete 50% aller Werte. Daraus folgte, dass 50% aller Konvergenzwinkel der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ zwischen 25,86° und 35,05° lagen. Bei den direkt digitalisierten Präparationen lagen 50% der Konvergenzwinkel zwischen 29,06° und 38,04°. Damit zeigte nicht nur der Gruppenmedian sondern auch der Interquartilabstand größere Werte; folglich lag in der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ eine konischere Kronenpräparation vor.

Bei dem nachfolgenden Box-Plot-Diagramm zeigt die X-Achse die beiden Gruppen und die Y-Achse den entsprechenden Konvergenzwinkel (Gruppenmedian) in Grad.

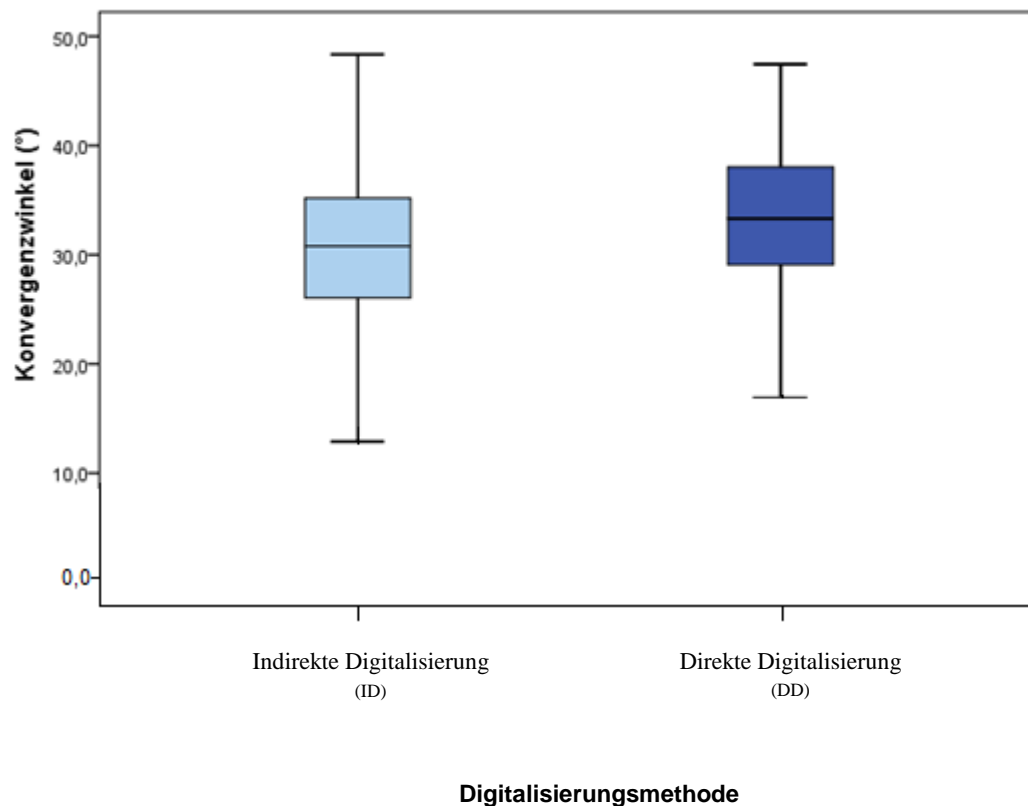


Abbildung 5.2: Box-Plot-Diagramm des Parameters „Konvergenzwinkel“ (Gruppenmedian)

Mit Hilfe des Gruppenmedian wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf. Damit wurde der Konvergenzwinkel der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ höchst signifikant größer und damit konischer präpariert als in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“.

5.2 Konvergenzwinkel-Klassen

Die Einteilung des Konvergenzwinkels nach Klassen ist in der folgenden Tabelle 5.2 dargestellt.

Klasse	Konvergenzwinkel	Bereiche
I	optimal Wert	$\geq 6^\circ \leq 15^\circ$
II	zu parallel	$< 6^\circ$
III	zu konisch	$> 15^\circ$

Tabelle 5.2: Einteilung des Konvergenzwinkels nach Klassen

Die ermittelte prozentuale Klassenverteilung des Konvergenzwinkels innerhalb der beiden Gruppen (Indirekte Digitalisierung/Direkte Digitalisierung) ist in der folgenden Abbildung grafisch dargestellt.

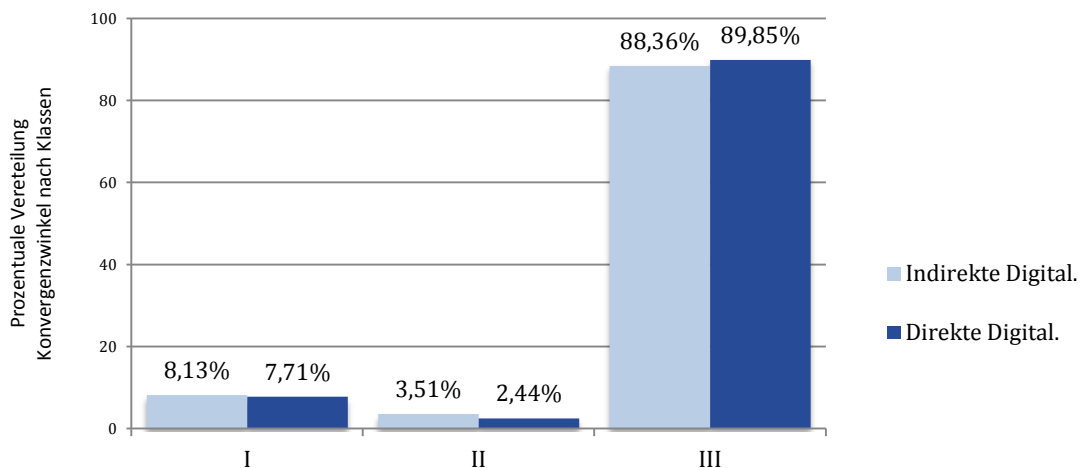


Abbildung 5.3: Vergleichende prozentuale Darstellung der „Konvergenzwinkel nach Klassen“

Aus der grafischen Darstellung wird ersichtlich, dass nur 8,1% der indirekt digitalisierten und 7,7% der direkt digitalisierten Zahnpräparationen einen optimalen Konvergenzwinkel der Klasse I ($\geq 6^\circ \leq 15^\circ$) aufwiesen. Innerhalb der beiden Gruppen konnte am häufigsten die Klasse III ($> 15^\circ$) gefunden werden. Somit zeigten sich bei 88,4% in der Gruppe der konventionell abgeformten Präparationen und 89,9% der direkt digitalisierten Präparationen Konvergenzwinkel von über 15° .

Mit Hilfe des exakten Tests nach Fisher wurden die zwei unabhängigen Gruppen (Indirekte Digitalisierung/Direkte Digitalisierung) miteinander verglichen. Der durchgeführte Test wies einen signifikanten Unterschied in allen drei Klassen auf.

5.3 Stufenbreite

Die Tabelle 5.3 zeigt die Ergebnisse der deskriptiven Auswertung.

Stufenbreite in mm	Indirekte Digitalisierung	Direkte Digitalisierung
N	367	323
Quartil ₂₅	0,3968	0,4959
Quartil ₅₀ (Gruppenmedian)	0,6118	0,7112
Quartil ₇₅	0,8110	0,9314

Tabelle 5.3: Statistische Auswertung der Stufenbreite

Es ergab sich in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ ein Gruppenmedian von 0,61 mm. In der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ fand sich mit 0,71 mm ein leicht größerer Gruppenmedian und damit eine breitere Stufe. Für den Interquartilabstand und damit 50% der Verteilung zeigten sich für die Gruppe DD mit $Q_{25} = 0,4959$ mm sowie $Q_{75} = 0,9314$ mm insgesamt größere Werte und damit eine stärker geprägte Präparationsstufe als bei der konventionellen Abformung.

Bei dem nachfolgendem Box-Plot-Diagramm sind auf der X-Achse die beiden Gruppen aufgetragen. Auf der Y-Achse wird die entsprechende Stufenbreite (Gruppenmedian) in mm dargestellt.

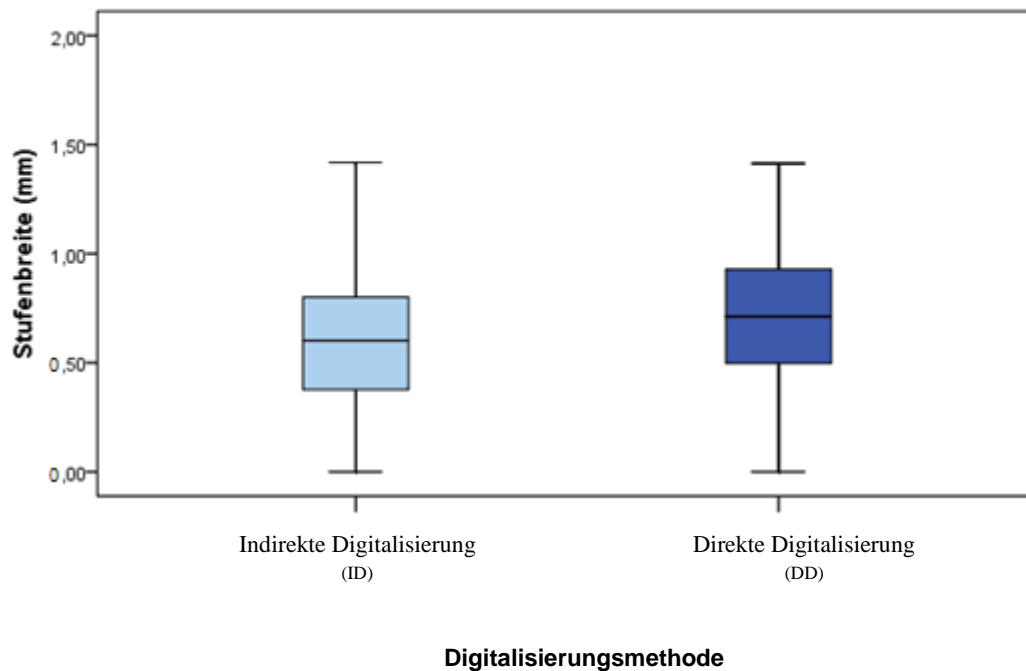


Abbildung 5.4: Box-Plot-Diagramm des Parameters „Stufenbreite“ (Gruppenmedian)

Mit Hilfe des Gruppenmedian wurden die zwei unabhängigen Gruppen ID und DD miteinander verglichen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf. Damit wurde die Stufenbreite in der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ höchst signifikant breiter und damit ausgeprägter präpariert als in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“.

5.4 Stufenbreite-Klassen

Die Einteilung der Klassen ist in der folgenden Tabelle 5.4 dargestellt.

Klasse	Präparationstiefe	Bereiche
I	minimal-invasiv (optimal)	$\geq 0,5\text{mm} \leq 1\text{mm}$
II	akzentuiert	$> 1\text{mm}$
III	zu gering	$< 0,5\text{mm}$

Tabelle 5.4: Einteilung der Stufenbreite nach Klassen

Die prozentuale Verteilung der Klassen I bis III ist in der folgenden Abbildung grafisch dargestellt.

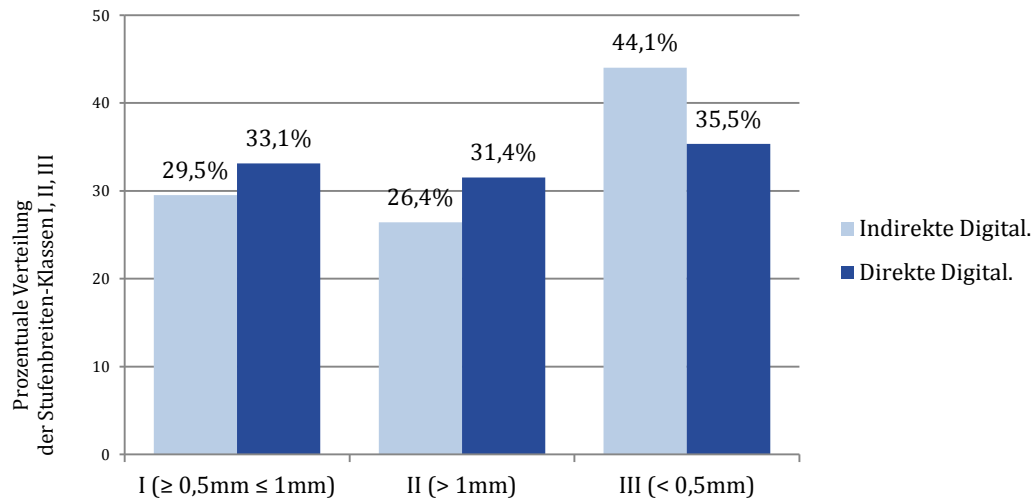


Abbildung 5.5: Vergleichende prozentuale Darstellung der Stufenbreiten nach Klassen

Aus Abbildung 5.5 wird ersichtlich, dass 29,5% der konventionell abgeformten Präparationen der optimalen Stufenbreite I ($\geq 0,5\text{mm} \leq 1\text{mm}$) entsprachen. Bei der intraoral digitalisierten Gruppe fand man hingegen 33,1% optimal ausgeformte Präparationsstufen. Demzufolge war bei den intraoral gescannten Präparationen die Anzahl der Klasse I (optimale Präparationstiefe) größer. Aus dem Vergleich der prozentualen Verteilung in Klasse II geht hervor, dass 31,4% der intraoral digitalisierten Präparationen und damit 5% mehr als in der Gruppe ID eine stärker ausgeprägte Stufenbreite von mehr als 1mm besaßen. Es zeigte sich außerdem bei 44,1% der indirekt digitalisierten Präparationen eine Stufenbreite von weniger als 0,5 mm (Klasse III). In der Gruppe DD fanden sich nur 35,5% der Präparationen mit einer zu gering ausgeformten Stufenbreite.

Abbildung 5.6 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Klasse I (optimale Stufenbreite in mm für Vollkeramik „AG Keramik in der Zahnheilkunde“) der Gruppen ID und DD. [131]

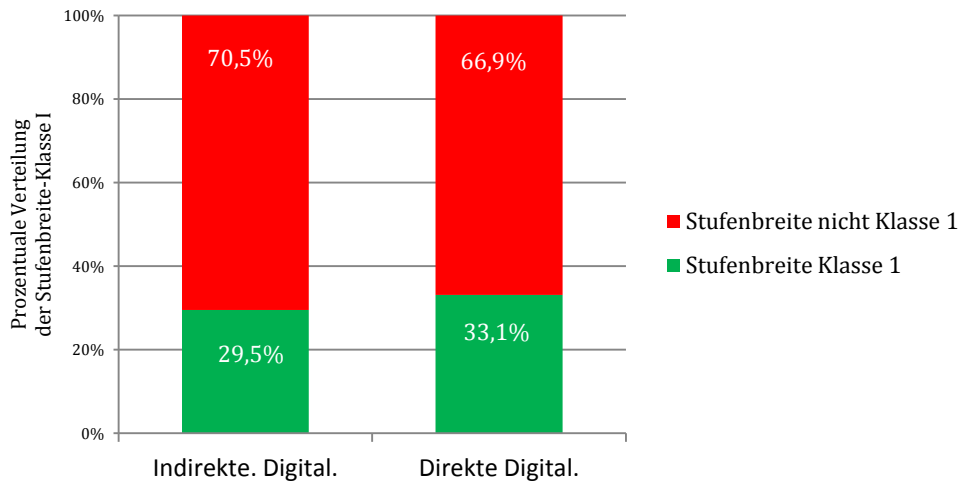


Abbildung 5.6: Prozentuale Darstellung der Klasse I ($\geq 0,5\text{mm} \leq 1\text{mm}$) in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“

Mittels des exakten Tests nach Fisher wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der durchgeführte Test wies einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen in allen drei Klassen auf.

5.5 Standardabweichung der Stufenbreite

Die Tabelle 5.5 zeigt die Ergebnisse der deskriptiven Auswertung.

Standardabweichung in mm	Indirekt Digitalisierung	Direkte Digitalisierung
N	367	323
Mittlere Standardabweichung	0,4720	0,4663
Standardabweichung	0,2019	0,1707

Tabelle 5.5: Statistische Auswertung der Standardabweichung der Stufenbreite

Die Gruppe „Indirekt Digitalisierung“ zeigte mit einer Standardabweichung von 0,2019 die größere Streuung. Eine geringere Schwankungsbreite ließ sich für die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ von 0,1707 feststellen.

Im folgenden Box-Plot-Diagramm sind auf der X-Achse die beiden Gruppen aufgetragen. Die Y-Achse zeigt die Standardabweichung der Stufenbreite.

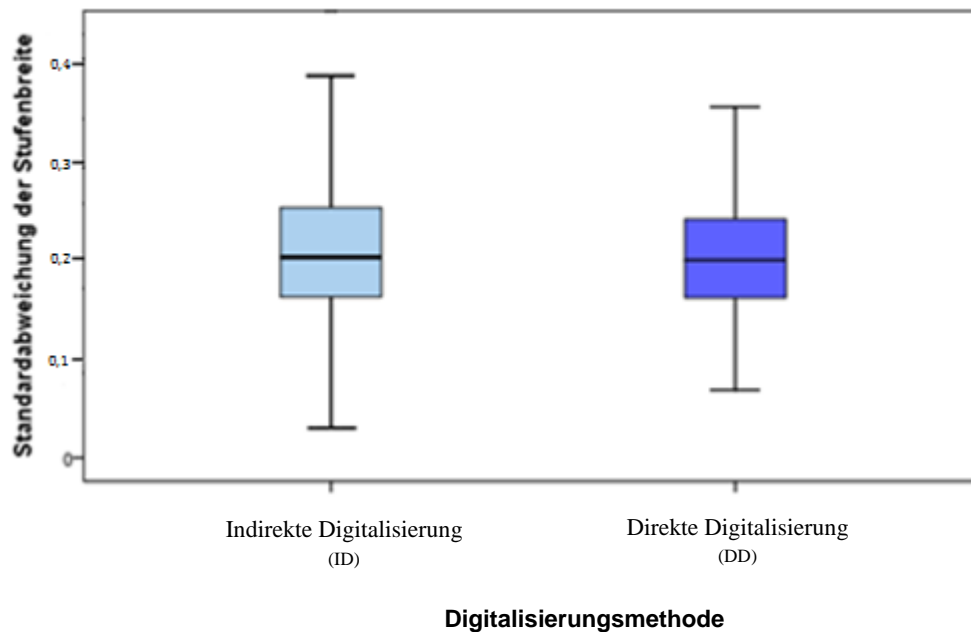


Abbildung 5.7: Box-Plot-Diagramm des Parameters „Standardabweichung der Stufenbreite“

Mit Hilfe des Mittelwertes wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,386 keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen auf.

5.6 Präparationspunkt vorhanden

Die statistische Auswertung der gemessenen vorhandenen Präparationspunkte ist in Tabelle 5.6 dargestellt.

Präparationspunkte in %	Indirekte Digitalisierung	Direkte Digitalisierung
N	367	323
Quartil ₂₅	93,056	96,944
Quartil ₅₀ (Gruppenmedian)	97,222	99,167
Quartil ₇₅	99,444	99,722

Tabelle 5.6: Statistische Auswertung des Parameters „Präparationspunkt vorhanden“

Es zeigte sich ein Gruppenmedian von 97,2% in der Gruppe ID. Demnach ließen sich

bei den konventionell abgeformten Präparationen an 97,2% der Messorte, Präparationspunkte durch die Analysesoftware finden. In der Gruppe DD fand sich mit 99,2% ein größerer Gruppenmedian und demzufolge eine höhere Anzahl an existierenden Präparationspunkten.

Der Interquartilabstand zeigte für die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ mit $Q_{25} = 96,9\%$ sowie $Q_{75} = 99,7\%$ demnach ebenfalls größere Werte. Demzufolge wurde bei den intraoral gescannten Präparationen die höhere Anzahl an Präparationspunkten ermittelt.

Bei dem folgenden Box-Plot-Diagramm (Abbildung 5.8) sind auf der X-Achse die beiden Gruppen aufgetragen. Die Y-Achse zeigt die entsprechenden „Präparationspunkt vorhanden - Werte“ (Gruppenmedian) in Prozent.

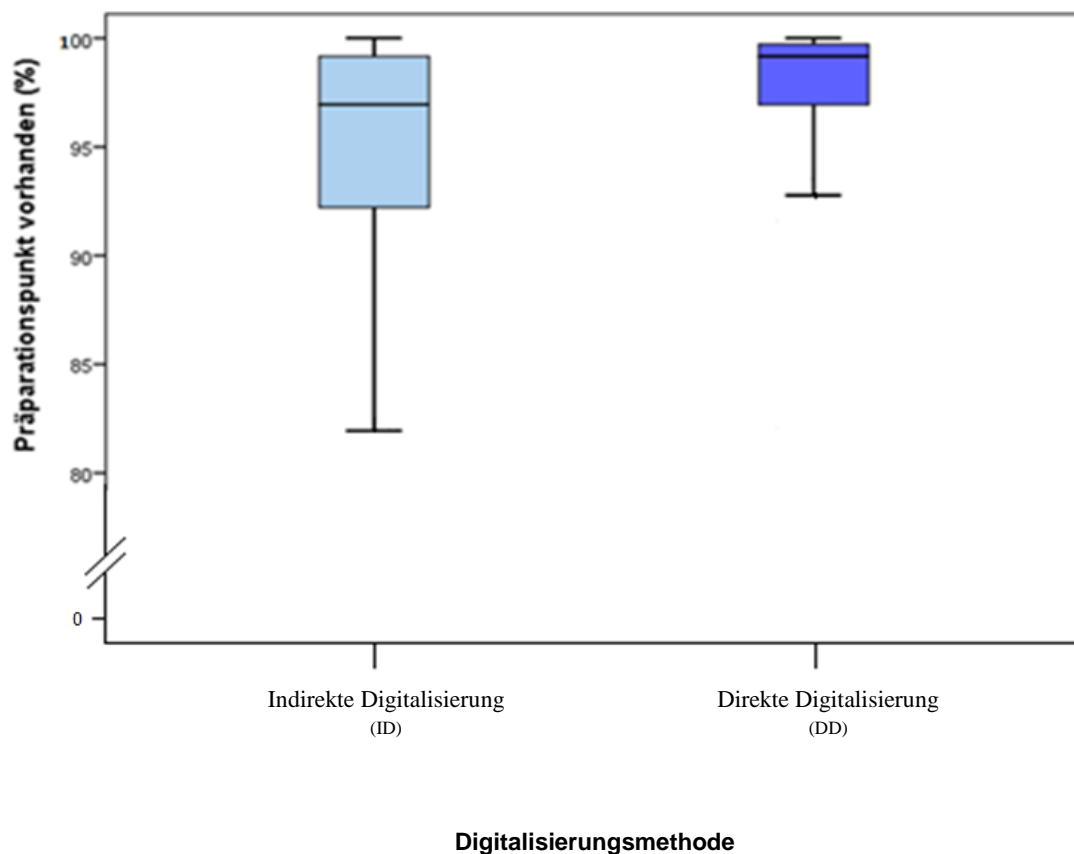


Abbildung 5.8: Box-Plot-Diagramm des Parameters „Präparationspunkt vorhanden“ (Gruppenmedian)

Mit Hilfe des Gruppenmedian wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf. Damit wurden in der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ höchst signifikant mehr Präparationspunkte ermittelt als in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“.

5.7 Tangentialpräparation vorhanden

Die Verteilung der statistischen Auswertung ist in Tabelle 5.7 dargestellt.

Tangentialpräparationen in %	Indirekte Digitalisierung	Direkte Digitalisierung
N	367	323
Quartil ₂₅	6,389	2,778
Quartil ₅₀ (Gruppenmedian)	13,611	10,000
Quartil ₇₅	28,056	20,833

Tabelle 5.7: Statistische Auswertung des Parameters „Tangentialpräparation“

Es zeigte sich ein Gruppenmedian von 13,6% in der Gruppe der indirekt digitalisierten Präparationen. Demnach enthielten 13,6% der Präparationen der Gruppe ID tangentiale Bereiche. Auf Seite der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ fand sich mit 10,0% ein kleinerer Gruppenmedian und demzufolge eine niedrigere Anzahl an tangentialen Bereichen innerhalb der Präparationen. Der Interquartilabstand zeigte für die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ mit $Q_{25} = 2,8\%$ sowie $Q_{75} = 20,8\%$ demnach ebenfalls kleinere Werte im Vergleich zur Gruppe ID. Demzufolge waren bei den intraoral gescannten Präparationen die ermittelten tangentialen Bereiche geringer.

Der prozentuale Anteil der Präparationen innerhalb der beiden Gruppen die tangential präparierte Anteile aufwiesen ist in der folgenden Abbildung grafisch dargestellt (Abb. 5.9).

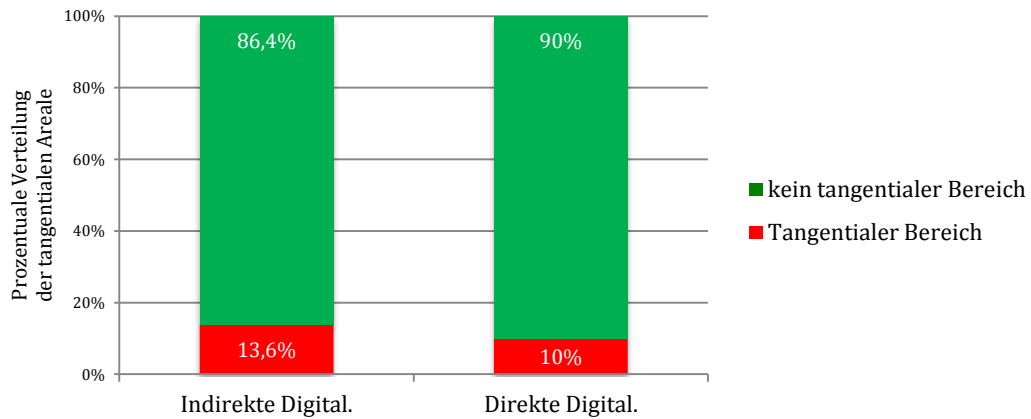


Abbildung 5.9: Anteil der Präparationen mit tangentialen Arealen innerhalb der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“

Aus Abbildung 5.9 wird ersichtlich, dass 90% der intraoral digitalisierten Präparationen keine tangentialen Bereiche enthielten und damit vollkeramikgerechter präpariert wurden als die Gruppe „Indirekte Digitalisierung“.

Im folgenden Box-Plot-Diagramm (Abbildung 5.10) sind auf der X-Achse die beiden Gruppen aufgetragen. Die Y-Achse zeigt den Anteil der optimalen Präparationen (ohne tangentiale Bereiche) in Prozent.

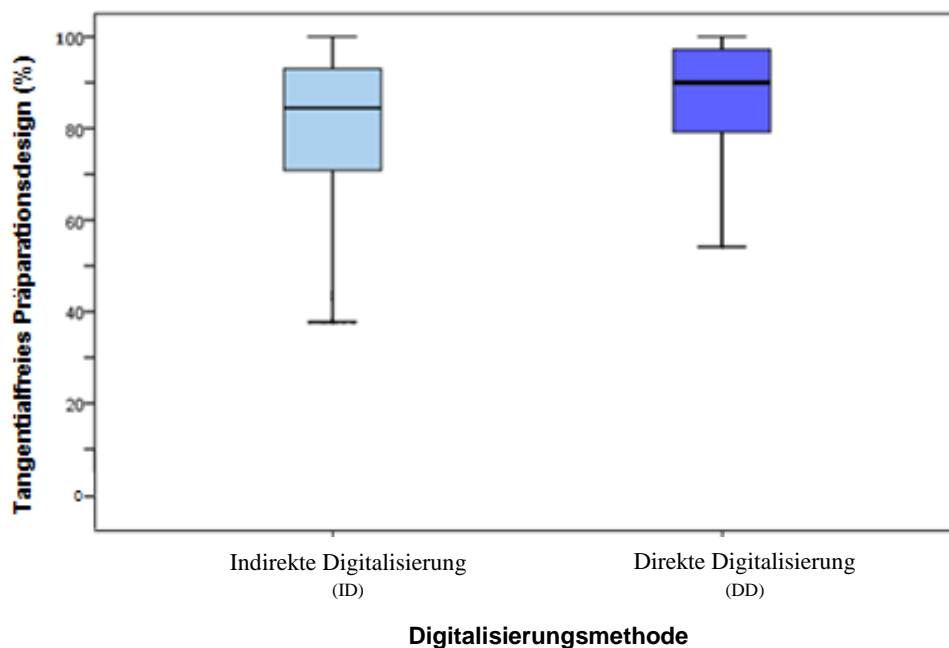


Abbildung 5.10: Box-Plot-Diagramm des Parameters „Tangentialpräparation“ (tangentialfreies Präparationsdesign)

Mit Hilfe des Gruppenmedian wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf. Damit wurden in der Gruppe DD höchst signifikant weniger Tangentialpräparationen ermittelt als in der Gruppe ID.

5.8 Aufsteigende Außenkante (Dachrinnenpräparation)

Die ermittelten Dachrinnen Bereiche sind in Tabelle 5.8 dargestellt.

Gruppe	Dachrinnenpräparation vorhanden	<u>keine</u> Dachrinnenpräparation vorhanden
Indirekte Digitalisierung (N = 367)	40,6% (149)	59,4% (218)
Direkte Digitalisierung (N = 323)	35,9% (116)	64,1% (207)

Tabelle 5.8: Anzahl der Präparationen mit bzw. ohne Dachrinnenpräparationen im Vergleich

Aus Tabelle 5.8 wird ersichtlich, dass bei 149 der 367 konventionell abgeformten Präparationen eine aufsteigenden Außenkante festgestellt wurden. Somit waren 218 der Präparationen frei von aufsteigenden Außenkanten. In der Gruppe 2 zeigten 116 Zähne aufsteigende Außenkanten im Präparationsdesign. Im Gegensatz dazu wurden 207 Präparationen ohne Dachrinnenbereiche präpariert. Demzufolge enthält die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ weniger Präparationen mit besagtem Parameter.

Die prozentuale Verteilung des Parameters „Dachrinnenpräparation“ wird in der folgenden Abbildung 5.11 grafisch dargestellt.

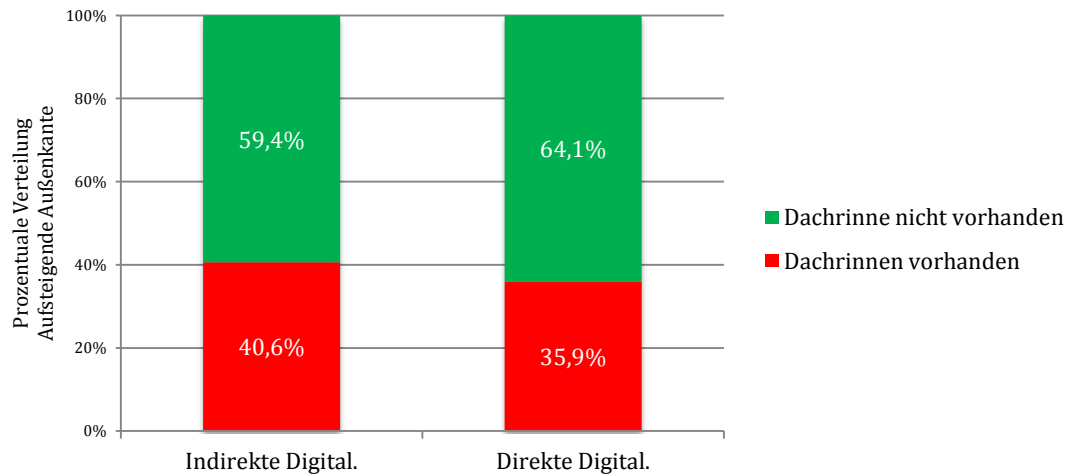


Abbildung 5.11: Prozentuale Verteilung der Dachrinnenpräparationen in Abhängigkeit der Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“

Mit Hilfe des exakten Tests nach Fisher wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der durchgeführte Test wies mit einem p-Wert von 0,211 einen nicht signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen auf.

5.9 Unterschnitt

Die ermittelten Ergebnisse sind in Tabelle 5.9 dargestellt.

Gruppe	Unterschnitt vorhanden	<u>kein</u> Unterschnitt vorhanden
Indirekte Digitalisierung (N = 367)	4,44% (16)	95,56% (351)
Direkte Digitalisierung (N = 323)	1,39% (5)	98,61% (318)

Tabelle 5.9: Anzahl der Präparationen mit bzw. ohne vorhandenen Unterschnitt im Vergleich

Bei 16 der 367 indirekt digitalisierten Präparationen konnten Unterschnitte festgestellt werden. Somit waren 351 der Präparationen Unterschnitt frei. In der Gruppe DD zeigten 5 Zähne unter sich gehende Bereiche. Im Gegensatz dazu wurden 318

Präparationen ohne Unterschnitt präpariert. Demzufolge enthält die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ weniger Präparationen mit Unterschnitten. Zur besseren Übersichtlichkeit ist in Abbildung 5.12 die prozentuale Verteilung grafisch dargestellt.

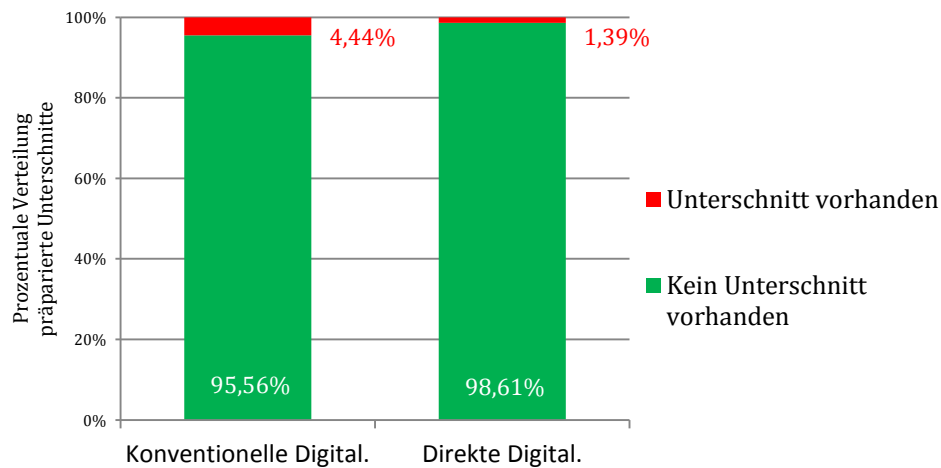


Abbildung 5.12: Prozentualer Vergleich der präparierten Unterschnitte nach Abformmethode

Demzufolge wurden die Präparationen in der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ vollkeramikgerechter präpariert.

Der anschließend, auf Basis des Gruppenmedian, durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf. Damit wurden in der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ höchst signifikant weniger Unterschnitte präpariert als in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“.

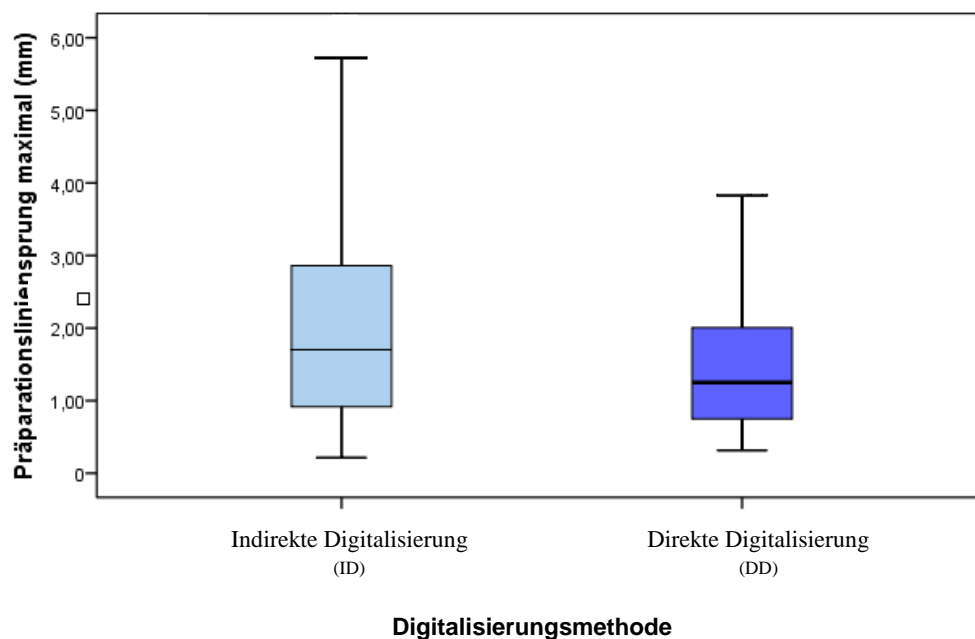
5.10 Maximaler Präparationslinienunterschied

Der gemessene maximale Präparationslinienunterschied ist in Tabelle 5.10 dargestellt. Ein Gruppenmedian von 1,62 mm bei der Gruppe ID stand zu 1,25 mm bei der Gruppe DD. Auch für den Interquartilabstand und damit 50 % der Verteilung zeigten sich für die Gruppe DD mit $Q_{25}=0,7462$ mm sowie $Q_{75}=2,0111$ mm insgesamt kleinere Werte und damit einen insgesamt weniger ausgeprägten Höhenunterschied an der Präparationsgrenze.

in mm	Indirekte Digitalisierung	Direkte Digitalisierung
N	367	323
Quartil ₂₅	0,8577	0,7462
Quartil ₅₀ (Gruppenmedian)	1,6236	1,2504
Quartil ₇₅	2,6725	2,0111

*Tabelle 5.10: Statistische Auswertung des Parameters
„Maximaler Präparationslinienunterschied“*

Bei dem folgendem Box-Plot-Diagramm sind auf der X-Achse die beiden Gruppen aufgetragen. Die Y-Achse zeigt den Parameter „Maximaler Präparationslinienunterschied“ (Gruppenmedian) in mm.



*Abbildung 5.13: Box-Plot-Diagramm des Parameters
„Maximaler Präparationslinienunterschied“ (Gruppenmedian)*

Mit Hilfe des Gruppenmedian wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf. Damit wiesen die Präparationen in der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ einen homogeneren Präparationsrand als in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ auf.

5.11 Homogenität der Präparationslinie

Es zeigt sich in Tabelle 5.11 ein Gruppenmedian von 0,706 mm für den Parameter Präparationsliniensprung in der Gruppe der indirekt digitalisierten Abformungen. Dem gegenüber steht ein Gruppenmedian von 0,635 mm für die Gruppe „Direkte Digitalisierung“. Somit ergab sich ein homogenerer Verlauf des Präparationsrandes. Auch für den Interquartilabstand und damit 50% der Verteilung zeigten sich für die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ mit $Q_{25} = 0,579$ sowie $Q_{75} = 0,724$ insgesamt kleinere Werte und damit ein homogenerer Rand.

in mm	Indirekte Digitalisierung	Direkte Digitalisierung
N	367	323
Quartil ₂₅	0,620	0,579
Quartil ₅₀ (Gruppenmedian)	0,706	0,635
Quartil ₇₅	0,836	0,724

Tabelle 5.11: Statistische Auswertung des Parameters „Homogenität der Präparationslinie“

Auf der X-Achse sind bei folgendem Box-Plot-Diagramm die beiden Abformungsmethoden. Die Y-Achse zeigt den entsprechenden Präparationsliniensprung in mm (Gruppenmedian).

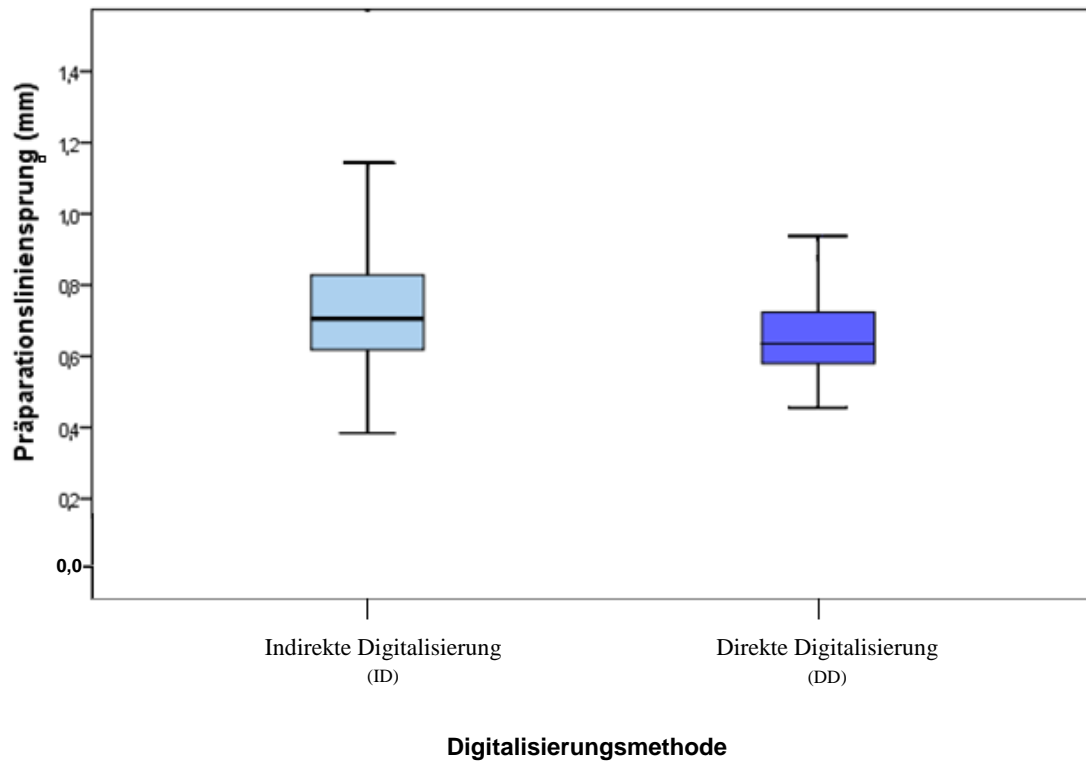


Abbildung 5.14: Box-Plot-Diagramm des Parameters „Homogenität der Präparationslinie“(Gruppenmedian)

Mit Hilfe des Gruppenmedian wurden die zwei unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ miteinander verglichen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf.

5.12 Manuelle Auswertung

Bei der manuellen Auswertung erfolgte eine rein visuelle Bewertung der Präparationen, im Sinne einer Ja/Nein-Entscheidung, ob die Präparation CAD/CAM-gerecht war.

Die Ergebnisse der beiden Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ sind in der folgenden Abbildung 5.15 dargestellt.

CAD/CAM-gerechte Präparation für vollkeramische Einzelzahnrestaurationen:



Abbildung 5.15: Manuelle Auswertung „CAD/CAM-gerechte Präparation für vollkeramische Einzelzahnrestaurationen“ in den zwei Gruppen.

Es zeigte sich, dass 78% der In-vivo-Präparationen in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ CAD/CAM-gerecht und 22% nicht CAD/CAM-gerecht präpariert wurden. In der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ hingegen waren 87% der Präparationen für den computergestützten Herstellungsweg indiziert und nur 13% für diesen Weg nicht geeignet. Der durchgeführte Fisher-Test wies mit einem p-Wert von 0,001 einen höchst signifikanten Unterschied auf.

6. Diskussion

Ziel der vorliegenden In-vivo-Versuchsreihe war es, den Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung mittels Intraoralscanner auf die Qualität von Zahnpräparationen für CAD/CAM-generierte vollkeramische Einzelkronen zu überprüfen. Des Weiteren sollte überprüft werden, inwieweit die Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-generierten Zahnersatz nach konventioneller Abformung und intraoraler Digitalisierung umgesetzt werden können. Die automatisierte Auswertung erfolgte mit Hilfe einer im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Analysesoftware.

Abschließend wurden alle Zahnpräparationen – als Gegenprobe - nochmals rein visuell durch den Untersuchenden auf eine CAD/CAM-gerechte Präparation anhand gängiger Präparationsempfehlungen (vgl. Kapitel 2.3) für vollkeramischen Zahnersatz hin überprüft. Die Nullhypothese besagte, dass die Abformmethode keinen Einfluss auf die Qualität von Einzelzahnpräparationen für vollkeramische Kronen hat.

In der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ erfolgte nach der Präparation des Zahnes eine konventionelle Abformung mittels Präzisionsabformmasse, welche anschließend mittels eines optischen Scanners durch ein Fräszentrum (Biodentis, Leipzig, Germany) digitalisiert wurde. Die Präparationen der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ (Gruppen 2) wurden mittels Intraoralscannern (LAVA C.O.S., 3M ESPE, St.Paul/Minnesota, USA) abgeformt. Alle Präparationen wurden von niedergelassenen Zahnärzten in eigenen Praxen angefertigt.

Folgende 11 Präparationsparameter wurden in der vorliegenden Studie analysiert, Konvergenzwinkel, Konvergenzwinkel-Klassen, Stufenbreite, Stufenbreite-Klassen, Standardabweichung der Stufenbreite, Präparationspunkt vorhanden, Tangentialpräparation vorhanden, Aufsteigende Außenkante (Dachrinnenpräparation), Unterschnitte, Maximaler Präparationslinienunterschied und Homogenität der Präparationslinie.

In der vorliegenden Versuchsreihe betrug der insgesamt über alle Schnitte gemessene Gruppenmedian des Konvergenzwinkels in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“

(ID) 30,5°. Für die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ (DD) betrug der Wert 33,3°. Die statistische Analyse ergab einen höchst signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p \leq 0,001$). Somit wird die Nullhypothese in Bezug auf den Konvergenzwinkel abgelehnt.

Die Ermittlung der prozentualen Klassenverteilung des Konvergenzwinkels wies bei 88% der indirekt digitalisierten und 90% der direkt digitalisierten Präparationen einen zu konischen Konvergenzwinkel (Klasse III = $>15^\circ$) nach. Die Ergebnisse für den Parameter „Konvergenzwinkel-Klassen“ unterschieden sich zwischen den Gruppe ID und DD höchst signifikant ($p \leq 0,001$). Daher wird die Nullhypothese diesbezüglich abgelehnt.

Die ermittelte Stufenbreite beträgt in der Gruppe ID 0,6mm. In der Gruppe DD ist diese mit 0,7mm höchst signifikant ($p \leq 0,001$) breiter. Dies weist auf eine ausgeprägtere Präparationsweise in der Gruppe DD hin.

Die prozentuale Verteilung der Stufenbreiten-Klassen zeigt ebenfalls einen höchst signifikanten Unterschied ($p \leq 0,001$). Es zeigt sich eine Verteilung der optimal ausgeformten Stufenbreiten (Klasse I) von 29,5% (ID) und 33% (DD). Mit einem p-Wert von $p \leq 0,001$ wird ein höchst signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ausgewiesen. Daher wird die Nullhypothese bei den Parametern Stufenbreite sowie Stufenbreite-Klassen abgelehnt.

Die Gruppe ID zeigte mit einer Standardabweichung der Stufenbreite von 0,2019 die größere Streuung. Eine geringere Schwankungsbreite ließ sich in der Gruppe DD von 0,1707 feststellen. Der anschließend durchgeführte Mann-Whitney-U-Test wies mit einem p-Wert von 0,386 einen nicht signifikanten Unterschied auf. Daher lässt sich die Nullhypothese für diesen Parameter bestätigen. Die Ausformung der Stufenbreite bei den direkt digitalisierten Präparationen zeigte sich als gleichmäßiger und damit Vollkeramik gerechter präpariert.

Mit Hilfe der Analysesoftware zeigte sich, dass bei den intraoral gescannten Präparationen höchst signifikant mehr vorhandene Präparationspunkte ermittelt wurden als in der konventionellen Gruppe. Es fand sich in der Gruppe DD in 99,2% (Gruppenmedian) der Messorte einer Präparation ein Präparationspunkt. Im Gegensatz

zu den 97,2% (Gruppenmedian) in der Gruppe ID. Daher wird die Nullhypothese bei dem Parameter „Präparationspunkt vorhanden“ abgelehnt.

Aufgrund der Gefahr undeutlicher Präparationsränder und infolge dessen zu dünner oder überkonturierter Kronenränder gilt die Tangentialpräparation für Vollkeramik als nicht geeignet und sollte deshalb vermieden werden [182] [131] [152] [37]. In der Gruppe ID fanden sich in 13,6% der Präparationen tangentiale präparierte Bereiche. Tangentiale Bereiche fanden sich laut der Untersuchung bei 10,0% der Präparationen in der Gruppe DD. Demnach waren 90% der direkt digitalisierten Präparationen ohne tangentiale Bereiche und demzufolge CAD/CAM-gerecht präpariert. Die statistische Analyse ergab einen höchst signifikanten Unterschied von $p \leq 0,001$. Somit wird die Nullhypothese auch hier abgelehnt.

Eine aufsteigende Außenkante (Dachrinnenpräparation) sollte bei vollkeramikgerechten Präparationen ausgeschlossen werden, da sie einerseits die marginale Passung beeinträchtigen aber auch durch scharfkantige Bereiche die Stabilität der Versorgung negativ beeinflusst. Die Anzahl der Dachrinnenpräparationen fiel in der vorliegenden Studie mit 35,9% zu 40,6% zugunsten der intraoral gescannten Kronenpräparationen aus. In der Gruppe DD finden sich nur bei 116 der 323 Präparationen aufsteigende Außenkanten. Im Vergleich zu den konventionellen Abformungen bei denen 149 der 367 Präparationen dieses Merkmal aufwiesen. Die Auswertung mittels des exakten Tests nach Fisher zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p = 0,211$).

Bei 4,4% der konventionell abgeformten Präparationen sind in der vorliegenden Studie Unterschnitte festgestellt worden, dagegen fanden sich an den intraoral gescannten Präparationen höchst signifikant weniger unter sich gehende Bereiche ($DD=1,4\%$) ($p \leq 0,001$). Die Nullhypothese kann somit für die Parameter aufsteigende Außenkante und Unterschnitt nicht bestätigt werden.

Ein Vergleich des Parameters „maximaler Präparationslinienunterschied“ innerhalb der Gruppen bestätigt ebenfalls den homogenen Verlauf der zirkulär um den Zahn verlaufenden Präparationslinie in ihrer maximalen vertikalen Ausdehnung. So beträgt der Gruppenmedian 1,62mm in der Gruppe ID und 1,25mm in der Gruppe DD.

Neben der Art des Randdesigns wie Hohlkehle oder Stufe mit abgerundeter Innenkante, lässt sich auch die Homogenität der Präparationslinie bestimmen. In der vorliegenden Arbeit lässt, der ermittelte Gruppenmedian bezogen auf die Präparationen einer jeden Gruppe eine Aussage zur Homogenität des zirkulär verlaufenden Präparationrandes zu. Dieser beträgt in der Gruppe ID 0,7mm. Im Gegensatz dazu konnte in der Gruppe DD ein niedrigerer Wert von 0,6mm festgestellt werden. Folglich zeigt der kleinere Gruppenmedian einen geringeren Höhengsprung (Δ_z) zwischen den einzelnen Präparationspunkten der direkt digitalisierten Präparationen. Es lässt sich dadurch sagen, dass die Ausdehnung der Präparationslinie in der vertikalen in der Gruppe DD gleichmäßiger um den Zahn verläuft. Die Gruppe DD zeigte sowohl beim Parameter maximaler Präparationsunterschied als auch bei der „Homogenität der Präparationslinie“ ein höchst signifikant vollkeramikgerechteres marginales Präparationsdesign ($p \leq 0,001$). Daher lässt sich die Nullhypothese ablehnen.

Da alle Präparationen in der vorliegenden In-vivo-Studie von niedergelassenen Zahnärzten angefertigt wurden, kann man davon ausgehen dass der Unterschied zwischen den getesteten Gruppen der Abformungsmethode zugeschrieben werden kann.

Dabei zeigten sich jedoch auch einige Aspekte, die sich als Limitationen aus dem Studienaufbau ergaben. Beispielsweise kann keine Aussage über die verwendeten Abformmaterialien der konventionellen Abformung erfolgen. Die Digitalisierung des Gipsmodells birgt potenzielle Fehlerquellen (vgl. Kap. 2.2.3.1): So können sich Abformfehler und Ungenauigkeiten im Herstellungsprozess des Gipsmodells auf das Scanergebnis und damit auf die untersuchten Präparationsparameter auswirken [71] [162]. Da es sich jedoch bei den untersuchten Datensätzen um Einzelzahnpräparationen handelte, kann ein Einfluss dieser Scanungenauigkeiten auf das Studienergebnis nahezu ausgeschlossen werden.

Gegebenenfalls wurde die Präparationsgrenze am Gipsmodell vor dem Scan zudem durch einen Zahntechniker freigelegt und die Präparationsgrenze für einen genaueren Scanvorgang unterkehlt. Somit lässt sich keine Aussage über die Vollständigkeit der Präparationsgrenzen in der Abformung treffen, was sich auf den untersuchten Präparationsparameter „Präparationspunkt vorhanden“ auswirken würde. In der

konventionellen Gruppe könnten daher die Messwerte der vorhandenen Präparationspunkte möglicherweise größer dargestellt werden als sie in Wirklichkeit klinisch sind. Trotz dieser Manipulation „zum Besseren“, zeigten Präparationen nach Intraoraler digitaler Abformung einen höheren Anteil vorhandener Präparationspunkte.

Selbes gilt für den Parameter „Unterschnitte“. Beispielsweise könnten in der vorliegenden Studie durch das manuelle Ausblocken von unter sich gehenden Bereichen durch den Zahntechniker vor dem Scan die Ergebnisse verfälscht werden. Die Beeinflussung der Präparation seitens des Zahntechnikers kann daher nicht ausgeschlossen werden, da lediglich Datensätze analysiert wurden. Das würde in der Studienstichprobe zu einer geringeren Anzahl an Unterschnitten in der Gruppe ID führen. Trotzdem waren in der Gruppe ID mehr Unterschnitte zu finden, als in der Gruppe DD. Um diesen Trend weiter zu verstärken und Unterschnitte zu vermeiden, könnten zukünftige digitale Tools die Präparationsgeometrie nach der intraoralen Digitalisierung auf unter sich gehende Stellen analysieren und den Zahnarzt warnen und somit als Hilfestellung dienen. Damit ließen sich Fehler in der Präparation unmittelbar und direkt erkennen und beheben.

Die Bearbeitung durch den Zahnarzt und Zahntechniker im Rahmen der Präparation, Abformung und Herstellung des Gipsmodells wurde in der vorliegenden Studie als korrekt angesehen. Somit konnten die Messfehler als vernachlässigbar klein angenommen werden und damit die Annahme dass eventuelle Fehler die Ergebnisse nur minimal beeinflussen.

Die Abformung in der direkt digitalisierten Gruppe erfolgte intraoral durch den jeweiligen Zahnarzt mit Hilfe eines Intraoralscanners (LAVA C.O.S., 3M ESPE AG, Seefeld, Germany). Dabei muss von der ordnungsmäßigen Kalibrierung und Durchführung des intraoralen Scan-Vorganges ausgegangen werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden Einzelzahnpräparationen an den Ober- und Unterkieferprämolaren und -Molaren (FDI 14, 15, 16, 17, 24, 25, 26, 27, 34, 35, 36, 37, 44, 45, 46, 47) mit einer an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickelten Analysesoftware ausgewertet.

Zunächst lagen die Datensätze im WRP-Dateiformat vor und wurden daraufhin in das

STL-Format (Surface Tessellation Language/Standard Triangulation Language) konvertiert. Die Konvertierung und Reduktion der Datenmenge erfolgte mit Hilfe der Software Geomagic (3D Systems, Rock Hill, U.S.) reduziert. So wurden für die Auswertung überflüssige Daten wie der Antagonistenzahn, Nachbarzähne und Schlussbissstellung aus den Datensätzen entfernt. Aufgrund der anonymisierten Daten konnten keine Aussagen bezüglich der Behandlungserfahrung einzelner Zahnärzte getroffen werden. Auch lagen keine Informationen darüber vor, ob Zahnärzte nach einem Scanvorgang die Präparation optimierten d.h. nachpräparierten und danach die Aufnahme wiederholten. Die einzelne Anatomie sowie der Ausgangszustand jedes einzelnen Zahnes konnte nicht berücksichtigt werden, da selbstverständlich nicht wie in In-vitro-Studien standardisierte Modellzähne verwendet wurden.

Das an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik entwickelte Analyseprogramm arbeitete nach mathematischen Methoden autonom. Daher waren keine manuellen Benutzereingriffe erforderlich. Somit unterlag die computergestützte Auswertung keinen subjektiven humanen Einflüssen oder Schwankungen. Die Dateien wurden sequenziell bearbeitet und anschließend archiviert. Somit standen die erhaltenen Analyseergebnisse zu einem späteren Zeitpunkt zur weiteren Bearbeitung zur Verfügung. Durch die Analysesoftware war es möglich, große Datenmengen präzise und schnell zu verarbeiten. Das Analyseprogramm hat sein Potential in einer objektiven Erhebung von Präparationskennwerten. Dadurch war es möglich, ein qualitatives Ranking über eine große Anzahl von Zahnpräparationen zu erstellen, das in dieser Form auf manueller Weise mit einem erheblichen zeitlichen Aufwand verbunden wäre. So wurde in früheren Studien von *Wallbach et al.* die Präparationsgeometrie anhand von vier Querschnitten zwar mit digitalen Methoden anhand von Datensätzen, jedoch manuell ausführend analysiert [160]. In der vorliegenden Studie fand die Analyse der Präparationsgeometrie anhand von 180 Schnitten statt. Dadurch lag der Untersuchungsbereich in dieser Analyse bei 360°, was eine viel genauere Analyse der einzelnen Präparationen ermöglichte.

Die abschließende nochmalige rein visuelle Auswertung der Präparationen erfolgte nach den aktuellen Präparationsrichtlinien der *Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. (DGPro)* sowie der *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. (AG Keramik)* für CAD/CAM-generierten vollkeramischen Zahnersatz (vgl. Kap. 4.7) so unterlag die korrekte visuelle

Umsetzung jedoch allein dem Doktoranden. Hier gilt es kritisch zu hinterfragen, welchen Einfluss dies auf die Reproduzierbarkeit und Standardisierung der Auswertung hatte. Hier wäre eine weitere Bewertung der Präparationen durch weitere Zahnärzte und Zahntechniker wünschenswert.

In der vorliegenden Studie wurde der Median zum Vergleich der beiden unabhängigen Gruppen „Indirekte Digitalisierung“ und „Direkte Digitalisierung“ herangezogen. Der Median wird definiert, als derjenige Wert der Stichprobenmenge welcher exakt in der Mitte aller Werte liegt. Damit teilt er die Stichprobenmenge in zwei gleich große Hälften. Der Median weist die Eigenschaft auf, gegenüber Extremwerten sogenannten Ausreißern, vergleichsweise resistent zu sein. Aufgrund dieser Eigenschaft wurde er in der analytischen Statistik anstatt des Mittelwerts angewendet und interpretiert. Allerdings liegen aufgrund der hohen Probenzahl und der hohen Anzahl an Messpunkten der Mittelwert und der Median in der vorliegenden Studie sehr eng beieinander.

In der vorliegenden Untersuchung betrug der insgesamt über alle Schnitte gemessene Gruppenmedian des Konvergenzwinkels in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ (ID) 30,5°. Für die Gruppe „Direkte Digitalisierung“ (DD) betrug der Wert 33,3°. Gründe hierfür können nur gemutmaßt werden. So kann durch eine konische Präparationsform die Präparationswand und somit auch die zirkuläre Präparationsgrenze besser visualisiert werden. Da aufgrund des Triangulationsprinzips der Intraoralscanner nur im sichtbaren Bereich Geometrien aufnehmen kann, präparieren die Zahnärzte vermutlich deshalb unbewusst tendenziell konischer.

Zudem lassen sich unter Umständen im klinischen Alltag, aufgrund einer eingeschränkte Mundöffnung und des Zungendrucks, die in der Literatur geforderten Werte nur schwer umsetzen. Selbst wenn durch das unmittelbare Feedback nach einem Intraoralscan eine zu konische Präparation identifiziert werden könnte, bleibt fraglich, ob entsprechende Korrekturen in der Präparation durchgeführt werden würden, da diese vergleichsweise aufwändig (adhäsiver Aufbau), oder mit einer erhöhten Invasivität (Akzentuierung der Hohlkehle) im zervikalen Bereich einhergehen würden.

Folglich lagen beide Gruppen deutlich über dem von *Güth et al.* geforderten 6° bis 15° für CAD/CAM-generierte vollkeramische Restaurationen [135]. In der prozentualen Verteilung nach Klassen zeigten nur 8,1% der konventionellen und 7,7% der direkt

digitalisierten Präparationen den von *Güth et. al* geforderten Wert für den optimalen Konvergenzwinkel Bereich der Klasse I.

Es zeigte sich, dass der übermäßige Teil der Präparationen nämlich 88,4% in der Gruppe „Indirekte Digitalisierung“ (ID) und 89,9% in der Gruppe „Direkte Digitalisierung“ (DD), einen Konvergenzwinkel von über 15° aufwiesen. Verhältnismäßig klein ist hingegen der prozentuale Anteil, der zu steil präparierten Zähnen. So betrug deren Anteil nur 3,5% in der konventionell digitalisierten und 2,44% in der direkt digitalisierten Gruppe.

In vorliegender Studie wurden In-vivo-Präparationen für CAD/CAM-generierte Vollkeramikkronen an Unter- sowie Oberkiefer Prämolaren und Molaren betrachtet, die von Zahnärzten in freien Praxen durchgeführt wurden. Dies ist bei der Interpretation und dem Vergleich der Ergebnisse mit vorherigen Studien zu beachten, da hier teilweise die Präparationen von Studierenden oder von Zahnärzten im Rahmen eines Präparationskurses angefertigt wurden. Zudem wurden andere Zahngruppen betrachtet oder für abweichende Restaurationswerkstoffe wie beispielsweise Metallkeramik präpariert. Auch wurden in vorherigen Studien manuelle bzw. analoge Messverfahren / Methodiken verwendet.

Ungeachtet der genannten Aspekte ergeben sich in der Literatur für Prämolaren- und Molarenpräparationen beschriebene durchschnittliche Konvergenzwinkel zwischen 10° und 32,2° [160] [163] [164] [165] [166] [167] [168] [169] [170] [171]. Daher ist festzustellen dass die in dieser Studie bestimmten Konvergenzwinkel im Messbereich früherer Studien liegen, allerdings eher am oberen Rand. Hinsichtlich des verwendeten digitalen Messverfahrens mittels der Analysesoftware der Ludwig-Maximilians-Universität ist die Gleichwertigkeit oder gar Überlegenheit des hier angewendeten digitalisierten und automatisierten Verfahrens festzustellen. Durch die autonom arbeitende Software lässt sich die manuelle Ausrichtung und Messung der Präparationsparameter ersetzen. Dadurch lassen sich große Datenmengen schneller bearbeiten, was zu einer beachtlichen Zeitersparnis führt. Dies wiederum löst den Wunsch nach einer noch größeren Stichprobengröße aus.

Wallbach et al. fand einen gemittelten Konvergenzwinkel bei durch Zahnärzten präparierten Molaren für CAD/CAM-generierte Restaurationen von 26,7° [135]. Dieser Wert ist leicht unter dem in vorliegender Studie gemessene Konvergenzwinkel

von 30,5° in der Gruppe der konventionell abgeformten Präparationen. Die prozentuale Anzahl an Seitenzahnpräparationen welche sich im optimalen Konvergenzbereich befanden, lag bei nur 2,7%. *Wallbach et al.* gaben den optimalen Konvergenzwinkelbereich von 8° bis 12° an. Somit lässt sich feststellen, dass durch den nach *Güth et al.* in vorliegender Studie etwas größer bemessenen Idealwert von 6° bis 15° die prozentuale Verteilung in beiden Studien in einem ähnlichen Bereich liegen dürfte.

Im Vergleich mit *Wallbach et al.* wiesen *Annerstedt et al.* einen gemittelten Konvergenzwinkel von 26,6° bei ebenfalls zahnärztlichen Molarenpräparationen nach [165]. *Wimmer et al.* fand einen durchschnittlichen vestibulär/oralen Gesamtpräparationswinkel von 23,54° und 20,37° in mesial/disaler Ebene bei unter Praxisbedingungen präparierten Zähnen welche konventionell abgeformt wurden [172].

Betrachtet man die Präparationen welche von Studenten angefertigt wurden, fanden *Shillingburg et al.* Konvergenzwinkel von 12 bis 29° [173]. In einer Studie von *Al-Omari et al.* an durch Studenten präparierte Oberkiefermolaren ergab sich ein Konvergenzwinkel von 32,2° [164]. *Ayad et al.* untersuchten 2005 an drei Universitäten die Konvergenzwinkel an extrahierten Zähnen welche von Studenten im Rahmen eines Präparationskurses präpariert wurden [174]. Dabei wurden Konvergenzwinkel von -10° bis +19,8° bucco/oral und -3,8° bis +14,1° mesio/distal gemessen. Selbst unter idealisierten Bedingungen und der ständigen Hilfestellung der Ausbilder im Rahmen eines Kurses war es nicht möglich die idealen Konvergenzwinkelwerte zu erreichen, stattdessen wurden sogar unter sich gehende Bereiche präpariert. 2013 wies *Aleisa et al.* an digitalisierten Kronenpräparationen von Studenten einen Konvergenzwinkel von 20,45° im Seitenzahnbereich und 15,8° im Frontzahnbereich nach [175].

Schiefelbein et al. ermittelte einen gemittelten Konvergenzwinkel an Frontzähnen von 16,14° [163]. Dies bestätigt die in der Literatur gefundenen Werte wonach Seitenzähne im Allgemeinen konischer präpariert werden als Frontzähne [165] [164] [166] [168] [170] [176] [172].

Es zeigt sich, dass die in vorliegender Arbeit gemessenen Konvergenzwinkel in

ähnlichen Bereichen liegen wie in früheren Arbeiten; alle gemessenen Konvergenzwinkel liegen in diesen Arbeiten zum Teil erheblich über den für vollkeramische Restaurationen empfohlenen Werten [160] [163] [164] [165] [166] [167] [168] [169] [170] [171].

Hierbei zeigt sich erneut, dass die Anwendung eines Softwaretools, das dem Zahnarzt nach der intraoralen Digitalisierung eine Hilfestellung zur Optimierung der Präparation gibt, dringend nötig ist. Ein solcher digitaler Präparationsguide könnte die Präparationsqualität wesentlich verbessern.

Die Retention ist entscheidend von der Größe des Konvergenzwinkels abhängig. Bei konventionell befestigten Restaurationen verminderte sich die Retention bei steigendem Präparationswinkel deutlich. Demnach halbiert sich etwa die Retentionskraft bei einer Verdopplung des Konvergenzwinkels von 5° auf 10° [157]. Nach *Wilson und Chan* liegt das Retentionsmaximum bei 6° bis 12° [177]. Neben dem Konvergenzwinkel sind für den Halt einer Restauration das Oberflächendesign (Stumpflänge sowie -durchmesser / Rauigkeit der Oberfläche / Retentionsrillen) sowie die Befestigungsart, etwa die konventionelle Zementierung oder die adhäsive Befestigung, maßgebend.

Jedoch führt ein höherer Konvergenzwinkel zu kleineren Randspaltbreiten. Nach *Beuer et al.* zeigten vollkeramische Kronengerüste bei einem Präparationswinkel von 12° kleinere zervikale Diskrepanzen als bei steileren Präparationswinkeln von 4° bis 8° [152] [178]. Für den intraoralen Scanprozess zeigte sich, dass bei einem größeren Präparationswinkel mehr Daten der Präparationswand digitalisiert werden und damit eine exaktere Restauration angefertigt wird [170]. Auch lassen sich Unterschnitte bei konischen Präparationen leichter erkennen und folglich einfacher ausschließen [166].

Möglicherweise liegt der deutlichen Überschreitung der empfohlenen Werte der klinische Wunsch zugrunde, Unterschnitte mit Sicherheit zu erkennen bzw. auszuschließen. So ist es nach *Mack et al.* erst ab einem Präparationswinkel von 12° möglich, klinisch einen unter sich gehenden Bereich visuell zu erkennen [179]. Auch erschweren Speichelfluss, eingeschränkte Mundöffnung sowie der Zungendruck die korrekte Angulation der Präparationswände zueinander. Hinzu kommen anatomische Variationen wie Fehlstellungen oder Kippungen des Zahns. Aber auch der

vorhergehende Zerstörungsgrad und eventuell vorhandene Füllungen beeinträchtigen und erschweren oftmals die Präparation.

In der vorliegenden Untersuchung betrug der gemessene Gruppenmedian der Stufenbreite in der Gruppe der konventionell abgeformten Präparationen 0,61 mm. Die Gruppe DD wies einen größeren Wert von 0,71 mm aus. Die empfohlene Stufenbreite liegt nach der *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.* bei vollkeramischen Restaurationen im Bereich von $\geq 0,5\text{mm} \leq 1\text{mm}$ [37]. Auch nach *Goodacre et al.* sollte dieser Wert der Stufenbreite angestrebt werden [106]. Daraus geht hervor dass, tendenziell eher substanzschonender präpariert wird. Jedoch zeigte die Gruppe DD ein signifikant stärker ausgeprägtes Stufendesign, innerhalb des geforderten Literaturwertes. Dies wirkt sich positiv auf die Stabilität der späteren vollkeramischen Restauration im Randbereich aus. Eine definierte Präparationsgrenze ist für die digitale optische Abformung von besonderer Wichtigkeit, da nur visuell wahrzunehmende Bereiche abgeformt werden können. Vor diesem Hintergrund lässt sich möglicherweise ein stärker ausgeprägtes Stufendesign in der Gruppe DD auf diese Besonderheit zurückführen.

Die in vorliegender Studie ermittelten Werte gehen konform mit den in der Literatur ermittelten. So stellten *Seymour et al.* in ihrer Studie eine mittlere Stufenbreite von 0,752 mm fest [180]. *Al-Omari et al.* ermittelten je nach Zahnlokalisierung eine Stufenbreite von 0.86 mm bis 0.66 mm [164]. Auch die von *Poon et al.* nachgewiesenen Werte einer mittleren Stufenbreite von 0,77 mm, zeigen dass den aktuellen Leitlinien nach einer minimalinvasiven und zahnschonender Präparation Folge geleistet wird [170] [181] [164] [180] [106].

Es zeigte sich, dass 29,5% der Präparationen in der Gruppe ID die vollkeramikgerechte Stufenbreite Klasse I (Stufenbreite $\geq 0,5\text{mm}$ und $\leq 1\text{mm}$) einhalten. Bei den direkt digitalisierten Präparationen lag der vollkeramikgerechte Wert bei 33,1%. In der Stufenbreite Klasse II (Stufenbreite $> 1\text{mm}$) lagen 26,4% der konventionell abgeformten Präparationen und 31,4% der direkt digitalisierten Präparationen. In der Klasse III (Stufenbreite $< 0,5\text{mm}$) lagen 44,1% der Präparationen der Gruppe ID. Folglich zeigt fast die Hälfte der konventionell abgeformten Präparationen in der

vorliegenden Studie eine zu geringe Stufenbreite. In der Gruppe DD beträgt die Anzahl 35,5% der Präparationen.

Wie schon dargestellt liegen die Gründe hierfür vermutlich in der Art der Abformung. Da nur Präparationsflächen gescannt werden können die auch visuell zu erkennen sind, neigen die Zahnärzte der Gruppe DD vermutlich dazu, die Stufenränder stärker ausgeprägt zu gestalten. Daher kommt es vermutlich zu der geringeren Zahl an zu schwach ausgeprägten Stufenbreiten bei den intraoral gescannten Präparationen.

Durch eine zu gering ausgeformte marginale Stufenbreite kann es zur Überkonturierung des späteren Restaurationrandes kommen, da die für die Restaurationsmaterialien geforderten Mindestschichtstärken in der standardisierten CAD/CAM-Herstellung eingehalten werden müssen [106] [132]. Neben der Unterschreitung der biologischen Breite sind ebenfalls überkonturierte Kronenränder Grund für Knochenabbau bzw. Rezessionen sowie Entzündungen der Gingiva [106] [128] [127] [129].

Auch kann die Unterschreitung der aus materialtechnischer Sicht geforderten Stufenbreite, wie sie in der vorliegenden und in vorhergehenden Studien beobachtet wurde, zu mangelnder Restaurationsstabilität führen [181] [164]. Dadurch kann die Langlebigkeit der vollkeramischen Restauration, aufgrund nicht ausreichender Bruchfestigkeit, negativ beeinflusst werden [152]. Vor dem Hintergrund neuer keramischer Restaurationsmaterialien mit hoher Kantenstabilität, scheint jedoch eine weniger invasive Präparation durchaus vorteilhaft.

Neben anatomischen Besonderheiten und der klinischen Situation können ebenso Blut oder Speichel im Präparationsgebiet dem Behandler die optimale Stufenausbildung erschweren [106]. Sollten schon im Voraus der Behandlung eine vollkeramikgerechte Lage des Kronenrandes, die Präparationsform (Hohlkehle oder Stufe mit abgerundeter Innenkante) oder eine materialkonformen Stufenbreite nicht erreicht werden sollte der Patient über konventionelle Restaurationsmaterialien aufgeklärt werden. Nur so kann die Langlebigkeit der Restauration gewährleistet werden [132].

Über die Langzeitergebnisse der CAD/CAM-generierten Restaurationen auf den in vorliegender Studie untersuchten Präparationen liegen keine Erkenntnisse vor. Auch lassen sich keine Angaben zur Befestigungstechnik machen und inwieweit diese sich

auf die Überlebensrate der vollkeramischen Restauration auswirkt. Dieser Fragestellung müsste in weiterführenden In-vivo-Studien nachgegangen werden.

Insgesamt zeigte die automatisierte Auswertung mittels der Analysesoftware die CAD/CAM-gerechteren Präparationen in Bezug auf die untersuchten Kriterien „Präparationspunkt vorhanden“, „Tangentialpräparation vorhanden“, „Aufsteigende Außenkanten“, „Unterschnitte“, „Maximaler Präparationsliniensprung“ und „Homogenität der Präparationslinie“ in der intraoral gescannten Gruppe. Dieser Trend bestätigte sich in der rein subjektiven visuellen Auswertung der Datensätze. Demnach waren in der Gruppe DD 87% der Präparationen für den computergestützten Herstellungsweg indiziert und nur 13% für den selbigen Weg nicht geeignet. Im Vergleich dazu waren in der Gruppe ID nur 78% der In-vivo-Präparationen CAD/CAM-gerecht und 22% nicht CAD/CAM-gerecht präpariert.

Eine Erklärung hierfür wäre die unmittelbare dreidimensionale Darstellung der Präparation in hoher Vergrößerung, die sowohl die Kontrolle der Präparation als auch der Abformung auf Vollständigkeit, sowie deren Korrektur zulässt, bevor die digitale Abformung die Praxis verlässt.

Die Genauigkeit und Präzision, sowie die Handling-Eigenschaften von Intraoralscannern sind die Schlüsselfaktoren für deren weiteren Einzug in den zahnärztlichen Alltag. Dass die Genauigkeit und Präzision von Intraoralscannern vergleichbar oder sogar besser als die der konventionellen Präzisionsabformungen ist wurde in der Literatur bereits beschrieben [5] [16] [161].

Die vorliegende Studie konnte nachweisen, dass die direkte Digitalisierung mittels Intraoralscanner dazu beisteuert, die Qualität von Präparationen für CAD/CAM-gefertigte Kronen signifikant zu verbessern.

7. Zusammenfassung

Die vorliegende Studie untersuchte den Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung auf die Qualität von Zahnpräparationen für CAD/CAM-generierte vollkeramische Einzelkronen in der freien zahnärztlichen Praxis.

Die Untersuchung umfasste randomisiert ausgewählte und anonymisierte In-vivo-Präparationen, der beiden Gruppen „Direkte Digitalisierung“ (DD) (n=323) und „Indirekte Digitalisierung“ (ID) (n=367).

In der Gruppe DD erfolgte die Abformung durch einen Intraoralscanner. Es sollten die qualitativen Unterschiede in der Präparationsqualität von intraoral gescannten (DD) zu konventionell abgeformten Präparationen mittels Präzisionsabformung (ID) anhand der Präparationsparameter Konvergenzwinkel, Konvergenzwinkel-Klassen, Stufenbreite, Stufenbreite-Klassen, Standardabweichung der Stufenbreite, Präparationspunkt vorhanden, Tangentialpräparation vorhanden, Aufsteigende Außenkante (Dachrinnenpräparation), Unterschnitte, Maximaler Präparationslinienunterschied und Homogenität der Präparationslinie auswirkt.

Die Nullhypothese besagte, dass die Abformmethode keinen Einfluss auf die Qualität von Einzelzahnpräparationen für vollkeramische Kronen hat.

Die Untersuchung wurde mit einem an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickeltem digitalen Analyseverfahren zur Vermessung dreidimensionaler Oberflächen durchgeführt. Neben der automatisierten Auswertung erfolgte abschließend zudem eine rein visuelle Auswertung der Zahnpräparationen durch den Untersuchenden. Dabei wurde die Präparationsgeometrie auf eine CAD/CAM-gerechte Präparation hin überprüft.

Im statistischen Vergleich der computergestützten Auswertung zeigte die Gruppe DD gegenüber der ID bei den Parametern Präparationspunkt vorhanden, Tangentialpräparation vorhanden, Unterschnitt, Maximaler Präparationslinienunterschied und der Homogenität der Präparationslinie ein höchst signifikant vollkeramikgerechteres Präparationsdesign ($p \leq 0,001$).

Jedoch wiesen die DD Präparationen einen höchst signifikant größeren Konvergenzwinkel (median ID: 30,5°; median DD: 33,3°) sowie eine größere Stufenbreite (median ID: 0,61 mm; median DD: 0,71 mm) als die ID Präparationen auf ($p \leq 0,001$).

Für die Parameter Standardabweichung der Stufenbreite ($p=0,386$) und Aufsteigende Außenkante ($p=0,211$) wurde ein nicht signifikanter Unterschied ermittelt. Daher lässt sich die Nullhypothese nur für diese Parameter bestätigen.

Dieser Trend wurde durch die abschließende rein visuelle Auswertung bekräftigt. Hier wurden 78% der konventionell abgeformten Präparationen als für die CAD/CAM-Fertigung von vollkeramischen Restaurationen geeignet bewertet. Hingegen waren in der direkt digitalisierten Gruppe 87% der Präparationen für die maschinelle Fertigung indiziert ($p \leq 0,001$).

Die vorliegende Studie konnte nachweisen, dass die direkte Digitalisierung mittels Intraoralscanner die Präparationsqualität für den vollkeramikgerechten CAD/CAM-Workflow signifikant verbessern kann. Die Entwicklung eines Softwaretools, das die Präparation unmittelbar nach dem intraoralen Scan automatisch analysiert wäre ein weiterer wichtiger Schritt zur Steigerung der Präparationsqualität. Dadurch könnte in Zukunft sowohl dem Zahnarzt im klinischen Alltag, als auch den Studierenden in der klinischen Lehre eine Hilfestellung zur Optimierung des Präparationsdesign gegeben werden.

8. Literaturverzeichnis

1. Behr, M., *Konventionelles versus adhäsives Zementieren von festsitzendem Zahnersatz*. Dtsch Zahnärztl Z 62, 2007: p. 704-705.
2. Strub, J.R., Kern, M., Türp, J.C., *Curriculum Prothetik Band I-III*. Quintessenz Verlag, 2010.
3. Kappert, H.F., Eichner, K., *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2008.
4. Totiam, P., Gonzales-Cabezas, C., Fontana, M.R., *A new in vitro model to study the relationship of gap size and secondary caries*. European Organization for Caries Research, Karger, 2007.
5. Guth, J.F., et al., *Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing*. Clin Oral Investig, 2013. 17(4): p. 1201-1208.
6. Joda, T. and U. Bragger, *Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. 30(5): p. 1047-1053.
7. Mehl, A., *CAD/CAM-Fertigungsverfahren - Neue Ansätze und Verfahren*. ZWP Spezial 2003, 7, 2003: p. 16-19.
8. Adamzik, A., *CAD/CAM-Restaurationen – dentale Schlüsseltechnologie für eine erfolgreiche Zukunft?! ZAHN PRAX 14, Sonderausgabe Digitale Praxis*, 2011.
9. Joda, T. and U. Bragger, *Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial*. Clin Oral Implants Res, 2015.
10. Wismeijer, D., et al., *Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants*. Clin Oral Implants Res, 2014. 25(10): p. 1113-1118.
11. Ender, A. and A. Mehl, *In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions*. Quintessence Int, 2015. 46(1): p. 9-17.
12. Ender, A. and A. Mehl, *Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study*. Int J Comput Dent, 2011. 14(1): p. 11-21.
13. Seelbach, P., C. Brueckel, and B. Wostmann, *Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow*. Clin Oral Investig, 2013. 17(7): p. 1759-1764.

14. Ender, A., T. Attin, and A. Mehl, *In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions*. J Prosthet Dent, 2016. 115(3): p. 313-320.
15. Brawek, P.K., et al., *The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems*. Clin Oral Investig, 2013. 17(9): p. 2119-2125.
16. Syrek, A., et al., *Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling*. J Dent, 2010. 38(7): p. 553-559.
17. Zimmermann, M., et al., *Intraoral scanning systems - a current overview*. Int J Comput Dent, 2015. 18(2): p. 101-129.
18. Lee, S.J. and G.O. Gallucci, *Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes*. Clin Oral Implants Res, 2013. 24(1): p. 111-115.
19. Dieterich, H., *Die Präzisionsabformung*. BZB 2008. 4.
20. Nawafleh, N.A., et al., *Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review*. J Prosthodont, 2013. 22(5): p. 419-428.
21. Eichner, K., Kappert, H., *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Grundlagen und Verarbeitung*. Thieme Verlag, 2005. Band 1.
22. Wöstmann, B., *Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung*. Zahnärztl Mitt 95, 2005: p. 2856-2863.
23. Wöstmann, B., *Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde*. Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 1998.
24. Ernst, S., Caesar, H.H., *Grundwissen für Zahntechniker, Die Nichtmetalle in der Zahntechnik*. Neuer Merkur (4.Auflage), 2007.
25. Marxkors, R., Geis-Gerstorfer, J., Meiners, H., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration*. Deutscher Aerzte-Verlag, 2008.
26. Peutzfeldt, A. and E. Asmussen, *Accuracy of alginate and elastomeric impression materials*. Scand J Dent Res, 1989. 97(4): p. 375-379.
27. Tinschert, J., et al., *Status of current CAD/CAM technology in dental medicine*. Int J Comput Dent, 2004. 7(1): p. 25-45.
28. Tinschert, J., Natt, G., *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2007.

29. Rudolph, H., Quaas, S., Luthardt, R.G., *CAD/CAM–Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik*. DZZ 58 (10), 2003: p. 559-569.
30. Mormann, W.H., M. Brandestini, and F. Lutz, *[The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]*. Quintessenz, 1987. 38(3): p. 457-470.
31. Beuer, F., Schweiger, J., Güth, J.-F., Edelhoff, D., *Nach der IDS ist vor der IDS: Was kommt in der intraoralen Datenerfassung als Nächstes?*. Quintessenz, 2012.
32. Pospiech, P., Tinschert, J., Raigrodski, A., *Keramik--Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*. 3M Espe, Seefeld, 2004.
33. Becker, J., *CAC-ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen*. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift, 51, 1996: p. 511-517.
34. Kurbad, A., Reichel, K., *CAD/CAM--gestützte Vollkeramikrestaurationen aus Zirkonoxid*. Quintessenz, 55(6), 2004: p. 673-684.
35. AG Keramik, *Marktdaten zur vollkeramischen Restauration, Markterhebung zum Dentalmarkt*. 2013.
36. Scheibenbogen, A., et al., *One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth*. J Prosthet Dent, 1998. 80(4): p. 410-416.
37. Kern, M., Beuer, F., Frankenberger, R., Kunzelmann, K.H., et al., *Vollkeramik auf einen Blick*. AG für Keramik in der Zahnheilkunde, Ettlingen, 2015.
38. Kunzelmann, K.H., Pospiech, P., Kern, M., *Hat sich Vollkeramik bewährt? Eine Positionspeilung in der Kons und ProthetikQ*. Dentalfresh, 2007. 2.
39. Marx, R., *Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit*. Dtsch Zahnärztl, 1993. 48: p. 229-236.
40. Schäfer, R., Kappert, H.F., *Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken*. Dtsch Zahnärztl Z 48, 1993.
41. Moller, B., et al., *A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2012. 41(5): p. 638-645.
42. Oh, G.J., et al., *Effect of transition metal dopants on mechanical properties and biocompatibility of zirconia ceramics*. J Nanosci Nanotechnol, 2013. 13(6): p. 4252-4255.
43. Reichl, F.X., *Toxikologie und Biokompatibilität von Dentalkeramiken*. Quintessenz 62(6), 2011: p. 739-740.

44. Hickel, R., Kunzelmann, K.H., *Keramikinlays und Veneers*. Hanser, München, 1997.
45. Chan, C. and H. Weber, *Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study*. J Prosthet Dent, 1986. 56(6): p. 666-671.
46. Pröbster, L., *Sind vollkermatische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?* Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK, 2003.
47. Becker, J., *CAD/CAM in der Zahnmedizin Teil II*. ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt 105, 1996: p. 188-192.
48. Becker, J., *CAD/CAM in der Zahnmedizin Teil I*. ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt 105, 1996: p. 119-125.
49. Kern, M., *CAD/ CAM öffnet weite Türen*. Quintessenz Zahntech 28, 2009: p. 693-698.
50. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. Br Dent J, 2008. 204(9): p. 505-511.
51. Persson, A.S., et al., *Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness*. Dent Mater, 2009. 25(7): p. 929-936.
52. Jeon, J.H., et al., *White light scanner-based repeatability of 3-dimensional digitizing of silicon rubber abutment teeth impressions*. J Adv Prosthodont, 2013. 5(4): p. 452-456.
53. Güth, J.-F., Beuer, F., Brandl, S., Rambereger M., Schweiger, J., Edelhoff, D., *Computer Aided Impressioning - The future of impression taking?* Digital Dental News, 2010: p. 32-44.
54. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M., *Aktuelle CAD/CAM - Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz, Teil 2: Systeme mit zusätzlicher Sinterung des keramischen Grundmaterials*. ZW - Das Deutsche Zahnärzteblatt 12, 2001: p. 797-802.
55. Romero, L., et al., *New Design for Rapid Prototyping of Digital Master Casts for Multiple Dental Implant Restorations*. PLoS One, 2015. 10(12): p. e0145253.
56. Pompa, G., et al., *Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study*. Biomed Res Int, 2015. 2015: p. 318097.
57. Liu, P.R. and M.E. Essig, *Panorama of dental CAD/CAM restorative systems*. Compend Contin Educ Dent, 2008. 29(8): p. 482, 484, 486-488 passim.

58. Güth, J.-F., Edelhoff, D., Beuer, F., Ramberger M., Schweiger, J., *Intraorale digitale Erfassung: Der logische Einstieg in die CAD/ CAM- Fertigungskette*. Quintessenz Zahntechnik, 2009. 35: p. 1156 - 1166.
59. Beuer, F., Güth, J.-F., Schweiger, J., Edelhoff, D. , *Die digitale Abformung - Ein Update*. Quintessenz, 2010.
60. Van der Zel, J.M., *Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebniss*. Digital Dental News, September, 2007. 1: p. 6-12.
61. Geiselhöringer, H., Holst, S. , *CAD/CAM goes on - Neue Scanverfahren und Anwendungsbereiche eröffnen Chancen*. Digital Dental News, 2009: p. 56-59.
62. Schweiger, J., Erdelt, K.J., Beuer, F., *Rapid Prototyping – Technik der Zukunft*. Dent Labor 52, 2004: p. 1109-1118.
63. Schweiger, J., *Neue Fertigungswege in Zahntechnik und Zahnmedizin*. Digital Dent News, 2008. 2: p. 36-41.
64. Schweiger, J., Beuer, F., Eichberger, M., Edelhoff, D. , *Digitaler Workflow-Teil4. Von der intraoralen Abformung bis zur digitalen Dentinkernkrone/Dentinkernbrücke*. Quintessenz, 37 (5), 2011: p. 612-625.
65. Geiselhöringer, H., *CAD/CAM goes on-Neue Scanverfahren und Anwendungsbereiche eröffnen Chancen*. Digital Dental News, 3, 2009: p. 56-59.
66. Quaas, S., Rudolph, H., *Kommunikation ist alles-Schnittstellen der CAD/CAM-Systeme*. Digital Dental News 1, 2007: p. 20-23.
67. Mehl, A., et al., *Accuracy testing of a new intraoral 3D camera*. Int J Comput Dent, 2009. 12(1): p. 11-28.
68. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M., *Aktuelle CAD/CAM Syteme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz, Teil 1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials*. ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt 11, 2001: p. 747-754.
69. Jacobi, A., *Digital Abformen-Fehlerquellen umgehen*. Fachdental (4) September, 2011.
70. Hamalian, T.A., E. Nasr, and J.J. Chidiac, *Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure*. J Prosthodont, 2011. 20(2): p. 153-160.
71. Kurbad, A., *Impression-free production techniques*. Int J Comput Dent, 2011. 14(1): p. 59-66.

72. Persson, A., et al., *A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner*. J Prosthet Dent, 2006. 95(3): p. 194-200.
73. Persson, M., M. Andersson, and B. Bergman, *The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns*. J Prosthet Dent, 1995. 74(3): p. 223-229.
74. Quaas, S., H. Rudolph, and R.G. Luthardt, *Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations*. J Dent, 2007. 35(12): p. 903-908.
75. Rudolph, H., *Das Tor zur digitalen Welt: Scannertechnologien für den Einsatz von CAD/ CAM in der Zahnheilkunde*. Digital Dental News, 2013.
76. Kühmstedt, P., Hintersehr, J., *Optische 3D- Messtechnik im Dentalbereich*. Digital Dental News, 2. Jahrgang, September, 2008: p. 40-45.
77. Pfeiffer, J., *Der optische Abdruck (Teil 1)*. International Journal of Computerized Dentistry 1, 1998: p. 29-33.
78. Kühmstedt P., H., J. , *Optische 3D-Messtechnik im Dentalbereich*. Digital Dental News, September, 2008: p. 40-45.
79. Duret, F., J.L. Blouin, and B. Duret, *CAD-CAM in dentistry*. J Am Dent Assoc, 1988. 117(6): p. 715-720.
80. Svanborg, P., et al., *Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions*. Int J Dent, 2014. 2014: p. 534382.
81. Almeida e Silva, J.S., et al., *Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques*. Clin Oral Investig, 2014. 18(2): p. 515-523.
82. Fasbinder, D.J., *Digital dentistry: innovation for restorative treatment*. Compend Contin Educ Dent, 2010. 31 Spec No 4: p. 2-11; quiz 12.
83. Wöstmann, B., Seelbach, P., *Abformung: konventionell oder digital?* Quintessenz 63 (12), 2012: p. 1567-1575.
84. Schaefer, O., et al., *Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro*. J Dent, 2014. 42(6): p. 677-83.
85. Kachalia, P.R. and M.J. Geissberger, *Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology*. J Calif Dent Assoc, 2010. 38(5): p. 323-330.
86. Galhano, G.A., E.P. Pellizzer, and J.V. Mazaro, *Optical impression systems for CAD-CAM restorations*. J Craniofac Surg, 2012. 23(6): p. 575-579.
87. Logozzo, S., *Recent advances in dental optics-Part I; 3D intraoral scanners for restorative dentistry*. Opt Laser Eng, 54, 2013: p. 203-221.

88. van der Meer, W.J., et al., *Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology*. PLoS One, 2012. 7(8): p. e43312.
89. Mehl, A., *Technologische Grundlagen und Klassifizierungen*. ZWP 4, 2001: p. 6-9.
90. Bauer, N., *Leitfaden zu Grundlagen und Anwendungen der optischen 3-D-Messtechnik*. Fraunhofer-Allianz Vision, 2005.
91. Schubinski, P., *Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI)*. Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie e.V., 2011: p. 40-49.
92. Körner, K., *Tiefenscannende Streifenprojektion mit 3D- Kalibrierung*. Universität Stuttgart, 2012.
93. Boeddinghaus, M., *Vergleichsstudie zur Genauigkeit von intraoralen optischen Abformungen und einem konventionellen Abformmaterial (Dissertation)*. 2014.
94. Tidehag, P., K. Ottosson, and G. Sjogren, *Accuracy of ceramic restorations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study*. Oper Dent, 2014. 39(3): p. 308-316.
95. Ng, J., D. Ruse, and C. Wyatt, *A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods*. J Prosthet Dent, 2014. 112(3): p. 555-560.
96. Tobias, J., *CEREC AC step by step*. Digital Dental News (4) Sep. 2010, 2010: p. 62-70.
97. Luthard, R., Kern, M., *Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestorationen*. ZWR 11, 2002: p. 621-624.
98. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D., *Automatisierte Herstellung von Zahnersatz*. wissen kompakt (1), Springer Medizin Verlag und Freier Verband Deutscher Zahnärzte e.V., 2007: p. 17-29.
99. Trunzer, W., *Strategien zur On-Line Bahnplanung bei Robotern mit 3D-Konturfolgesensoren; Forschungsbericht, Technische Universität München*. Springer-Verlag, Berlin, 1996: p. 16.
100. Mehl, A., *Biogenerisches Zahnmodell: Neue Beschreibung von Kauflächen bzw. Zahnoberflächen*. Digital Dental News, 1. Jahrgang, 5, 2007: p. 22-27.
101. Rudolph, H., Schöne, C., Luthardt, G., *Einfluss der Digitalisierung auf die erreichbare Präzision CAD/CAM-gefertigter zahnmedizinischer Restaurationen*. Dtsch Zahnärztl Z, 59 (2), 2004: p. 73-77.

102. M.T.S.E. GmbH, *CNC-Grundlagen*. MTS TeachWare Students Book, 1999.
103. Ottl, P., Lauer, H.-C., *Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen*. Quintessenz 47, 1996: p. 623-640.
104. Edelhoff, D. and J.A. Sorensen, *Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2002. 22(3): p. 241-249.
105. Hellwig, E., Kimmel, K., Lehmann, K.M., *Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung*. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK, 1999.
106. Goodacre, C.J., W.V. Campagni, and S.A. Aquilino, *Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles*. J Prosthet Dent, 2001. 85(4): p. 363-376.
107. Fuhr, K., Reiber, Th. , *Kronenprothetik*. Urban & Schwarzenberg, München, 1996.
108. Edelhoff, D. and M. Ozcan, *To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation*. Clin Oral Implants Res, 2007. 18 Suppl 3: p. 193-204.
109. Hellwig, E., Kimmel, K., Lehmann, K. M., *Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung*. DGZMK Stellungnahme, 12/98, 1998.
110. Walther, W., Klaiber, B., Heners, M., *Vergleichende histologische Untersuchung nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken*. Dtsch Zahnärztl Z 39 (10), 1984: p. 787-790.
111. Klaiber, B., Eibofner, E., Gleinser, A., Lingenhölle, B., *Der Kühleffekt verschiedener Spraysysteme bei Turbine und Schnellaufwinkelstück*. Zahnärztl Z 40, 1194, 1985.
112. Polanzky, R., Reichhold, Ch., Lorenzoni, M., Haas, M., Arnetzl, G., Bratschko, R.O., *Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnberiech nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen*. Dtsch Zahnärztl Z 53, 1998: p. 643-647.
113. Sjögren, J., Bergmann, M., *Relationship between compressive strength and cercical shaping of all-ceramic Cerestore crown*. Swed Dent J 11, 147 (1987), 1987.
114. Riedling, W., Kappert, H.F., Woerner, W., *Der Einfluss der Präparationsform auf die Druckbelastbarkeit kronenartiger Glaskeramik-Prüfkörper*. Dtsch Zahnärztl Z 44, 1989: p. 62-63.

115. Polansky, R., et al., *Residual dentin thickness after 1.2-mm shoulder preparation for Cerec crowns*. Int J Comput Dent, 2000. 3(4): p. 243-258.
116. Lenz, M., Patyk, A.J., Kobes, L.W.R., *Randschlussverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der Form des geometrischen Stumpfs*. ZWR 4, 2000: p. 154-159.
117. Wichmann, M., *Kronen und Brücken*. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK, 1999.
118. el-Ebrashi, M.K., R.G. Craig, and F.A. Peyton, *Experimental stress analysis of dental restorations. 3. The concept of the geometry of proximal margins*. J Prosthet Dent, 1969. 22(3): p. 333-345.
119. Spiekermann, H., *Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken*. Dtsch zahnärztl Z 41, 1986: p. 1015-1019.
120. Beschmidt, S.M., Strub, J.R., *Evaluation of the marginal accuracy of different allceramic crown systems after simulation in the artificial mouth*. J Oral Rehabil; 26, 1999: p. 582-593.
121. Wöstmann, B., Dohle, A., Rettberg, S., *Zur Frage der in vivo erreichbare Abformgenauigkeit*. Dtsch Zahnärztl Z; 49, 1994: p. 679-682.
122. Rehberg, H.J., *Exakter Randschluß - was ist das?* Dtsch Zahnärztl Z; 26, 1971: p. 696-699.
123. Bader, F. and J. Setz, *[Wettability and accuracy of reproduction of impression materials]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1991. 46(5): p. 346-348.
124. Sassen, H., *Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen*. Dtsch Zahnärztl Z 36, 1981: p. 254-257.
125. Günay, H., Roßbach, A., Geurtsen, W., *Schonende Zahnpräparation unter Berücksichtigung der "biologischen Breite"*. Dtsch Zahnärztl Z 56, 2001: p. 583-588.
126. Marxkors, R., *Der Randschluss der Gußkronen*. Dtsch Zahnärztl Z 35, 1980: p. 913-915.
127. Müller, H.P., *Checkliste Parodontologie*. Thieme-Verlag, Stuttgart 2006.
128. Lang, N.P., R.A. Kiel, and K. Anderhalden, *Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins*. J Clin Periodontol, 1983. 10(6): p. 563-578.
129. Borchard, R., Erpenstein, H., *Die plastische Parodontalchirurgie als vorbereitende präprothetische Maßnahme*. Quintessenz 55, 2004: p. 1265-1279.

130. Wolf, H.F., Rateitschak, E.M., *Parodontologie - Farbatlanten der Zahnmedizin* Thieme Verlag, 3. Auflage, 2012: p. 494-451.
131. Kunzelmann, K.H., Kern, M., Posspiech, P., Mehl, A., Frankenberger, R., Reiss, B., Wiehahn, K., *Vollkeramik auf einen Blick. Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen*. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde, 2006.
132. Baltzer, A., *All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation--preparing the tooth to match the material*. Int J Comput Dent, 2008. 11(3-4): p. 241-256.
133. Pospiech, P., *Klinische und technischer Erfahrungen mit Vollkeramiken*. Dental-Praxis, 9/10, 2002: p. 255-257.
134. Gernet, W., Biffar, R., Schwenzer, N., *Zahnärztliche Prothetik*. Thieme Verlag, 2011: p. 46-47.
135. Guth, J.F., et al., *Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns*. Clin Oral Investig, 2013. 17(5): p. 1389-1395.
136. Mormann, W.H., et al., *Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns*. Int J Prosthodont, 1998. 11(4): p. 333-339.
137. Rinke, S., Zenatschke, R., *Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestaurationen auf Zirkonoxidbasis*. Quintessenz 52, 2001: p. 1151-1159.
138. Tinschert, J., et al., *Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system*. Oper Dent, 2001. 26(4): p. 367-374.
139. Gehrt, M., et al., *Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service*. Clin Oral Investig, 2013. 17(1): p. 275-284.
140. Lehmann, K.M., Hellwig, E., *Einführung in die restaurative Zahnheilkunde*. Urban & Schwarzenberg, München, 8. Auflage (1998), 1998.
141. Doyle, M.G., et al., *The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2*. Int J Prosthodont, 1990. 3(3): p. 241-248.
142. Friedlander, L.D., et al., *The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1*. Int J Prosthodont, 1990. 3(2): p. 159-168.

143. Fenske, C., Sadat-Khonsari, M.R., Shahin, R.Z., Jüde, H.D., *In-vitro Untersuchung zur Präparationsform von IPS-Empress-Kronen*. ZWR 109, 2000: p. 223-226.
144. Kern, M., Pröbster, L., *Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen*. Dental-praxis, 14, 9/10, 2002: p. 269-276.
145. Völkl, L., *Cercon - Das CAM-Vollkeramiksysteem von Degussa Dental*. Quintessenz 52, 2001: p. 811-814.
146. Hohmann, W., *Biokompatible Ästhetik mit vollkeramischem Zahnersatz (Werkstoffkundliche Aspekte)*. Quintessenz Zahntech 22, 5, 1996: p. 585-588.
147. Güß, P., *Innovative Werkstoffe und CAD/CAM-Verarbeitung*. Vorbericht 13. Keramiksymposium der AG Keramik, Frankfurt/Main, 2013.
148. McLaren, E., *Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkoniumoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkappen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor*. Quintessenz Zahntech 26, 7,, 2000: p. 709-722.
149. Stankiewicz, N.R. and P.R. Wilson, *The ferrule effect: a literature review*. Int Endod J, 2002. 35(7): p. 575-581.
150. Hoffmann-Axthelm, *Lexikon der Zahnmedizin*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 6. Auflage, 2000.
151. Rosenstiel, E., *The taper of inlay and crown preparations. A contribution to dental terminology*. Br Dent J, 1975. 139(11): p. 436-438.
152. Beuer, F., et al., *Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings*. Quintessence Int, 2009. 40(3): p. 243-250.
153. Hajtó, J., *Retention und Widerstandsform bei zementierten Kronen und Brücken*. ZMK 26, 2010: p. 572-579.
154. Potts, R.G., H.T. Shillingburg, Jr., and M.G. Duncanson, Jr., *Retention and resistance of preparations for cast restorations. 1980*. J Prosthet Dent, 2004. 92(3): p. 207-212.
155. Dodge, W.W., et al., *The effect of convergence angle on retention and resistance form*. Quintessence Int, 1985. 16(3): p. 191-194.
156. Sarafianou, A. and N.M. Kafandaris, *Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements*. J Prosthet Dent, 1997. 77(5): p. 475-481.
157. Jorgensen, K.D., *The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns*. Acta Odontol Scand, 1955. 13(1): p. 35-40.

158. Hajtó, J., *Gesichtspunkte zur Präparation von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen*. ZMK-Sonderheft Mai 2010, 35,: p. 14-18.
159. Puri, S., *Predictable preparation, staining, and cementation procedures for chairside CAD/CAM dentistry*. Pract Proced Aesthet Dent, 2008. 20(4): p. 209-214.
160. Wallbach, J., *Untersuchung zur Umsetzung von Richtlinien zur Präparation CAD/CAM-generierter vollkeramischer Molarenkronen*. [Dissertation]. 2012. 2012.
161. Scotti, R., et al., *WITHDRAWN: Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling*. J Dent, 2011.
162. van der Zel, J.M., *Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebnis und dessen Qualität*. Digital Dental News, Sept, 2007. 1: p. 6-12.
163. Schiefelbein, R., *Untersuchung zur Umsetzung von Richtlinien zur Präparation CAD/CAM-generierter vollkeramischer Frontzahnkronen*. [Dissertation]. 2015. 2015.
164. Al-Omari, W.M. and A.M. Al-Wahadni, *Convergence angle, occlusal reduction, and finish line depth of full-crown preparations made by dental students*. Quintessence Int, 2004. 35(4): p. 287-293.
165. Annerstedt, A., et al., *Axial wall convergence of full veneer crown preparations. Documented for dental students and general practitioners*. Acta Odontol Scand, 1996. 54(2): p. 109-112.
166. Kent, W.A., H.T. Shillingburg, Jr., and M.G. Duncanson, Jr., *Taper of clinical preparations for cast restorations*. Quintessence Int, 1988. 19(5): p. 339-345.
167. Noonan, J.E., Jr. and M.H. Goldfogel, *Convergence of the axial walls of full veneer crown preparations in a dental school environment*. J Prosthet Dent, 1991. 66(5): p. 706-708.
168. Nordlander, J., et al., *The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics*. J Prosthet Dent, 1988. 60(2): p. 148-151.
169. Ohm, E. and J. Silness, *The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns*. J Oral Rehabil, 1978. 5(4): p. 371-375.
170. Poon, B.K. and R.J. Smales, *Assessment of clinical preparations for single gold and ceramometal crowns*. Quintessence Int, 2001. 32(8): p. 603-610.

171. Sato, T., et al., *A clinical study on abutment taper and height of full cast crown preparations*. J Med Dent Sci, 1998. 45(3): p. 205-210.
172. Wimmer, A.M., *Experimentelle Untersuchungen zur Form praxisüblicher Kronenstumpfpräparationen; Dissertation*. 2008.
173. Shillingburg, H.T., Hobo., S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E., *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing Co, Inc, 1997: p. 119-123.
174. Ayad, M.F., A.A. Maghrabi, and S.F. Rosenstiel, *Assessment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students*. J Dent, 2005. 33(8): p. 633-638.
175. Aleisa, K., et al., *Convergence angles of clinical tooth preparations achieved by dental students at King Saud University, Saudi Arabia*. J Dent Educ, 2013. 77(9): p. 1154-1158.
176. Al-Ali, K., Al-Wazzan, K., Al-Amri, M., Al-Shahrani, A., Al-Shahrani, M., and H. Al-Qahtani, *Assessment of convergence angle of full veneer preparations carried out by practitioners with different levels of experience*. Saudi Dental Journal; 21(1) p. 37-44.
177. Wilson, A.H., Jr. and D.C. Chan, *The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers*. J Prosthodont, 1994. 3(2): p. 74-78.
178. Behr, M., Rosentritt, M., *Zemente in der Zahnmedizin*. Quintessenz 2003, 54,, 2003: p. 829-837.
179. Mack, P.J., *A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations*. J Oral Rehabil, 1980. 7(3): p. 255-265.
180. Seymour, K., et al., *Assessment of shoulder dimensions and angles of porcelain bonded to metal crown preparations*. J Prosthet Dent, 1996. 75(4): p. 406-411.
181. Al-Dwairi, Z.N., A.S. Al-Hiyasat, and H. Aboud, *Standards of teeth preparations for anterior resin bonded all-ceramic crowns in private dental practice in Jordan*. J Appl Oral Sci, 2011. 19(4): p. 370-377.
182. Lehmann, K.M., Hellwig, E., *Zahnärztliche Propädeutik, 10. Auflage*. Urban & Fischer, München, 2005: p. 158-163.

9. Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1	Übersicht über die 4 Hauptgruppen der Abformwerkstoffe; eigene Darstellung in Anlehnung an [23].	5
Abb. 2.2	Schematische Darstellung der Arbeitsschritte von laborgefertigtem Zahnersatz im konventionellen Herstellungsverfahren; eigene Darstellung in Anlehnung an [2].	7
Abb. 2.3	Schematische Darstellung der Herstellungsschritte von festsitzendem Zahnersatz mittels der CAD/CAM-Technologie nach indirekter Digitalisierung; eigene Darstellung in Anlehnung an [2].	13
Abb. 2.4	Dentaler Digitaler Workflow mittels direkter Digitalisierung; eigene Darstellung in Anlehnung an [1].	18
Abb. 2.5	Vereinfachtes Schema der optischen Triangulation; eigene Darstellung in Anlehnung an [90].	19
Abb. 2.6	Funktionsprinzip der Active-Wavefront-Sampling Technik; eigene Darstellung in Anlehnung an [93].	21
Abb. 2.7	Schema des Konfokalen Prinzips; eigene Darstellung in Anlehnung an [90].	22
Abb. 2.8	Erklärung des Sekantenfehlers; eigene Darstellung in Anlehnung an [99].	24
Abb. 2.9	Darstellung der Präparationsgrenze und Aufbau des dentogingivalen Komplexes; eigene Darstellung in Anlehnung an [129].	30
Abb. 2.10	Präparationsformen; eigene Darstellung in Anlehnung an [134].	31
Abb. 2.11	Präparation einer Hohlkehle (STL-Datensatz).	32
Abb. 2.12	Tangentialpräparation (STL-Datensatz).	32
Abb. 2.13	Nomenklatur der Winkel; eigene Darstellung nach [150].	35
Abb. 4.1	Die drei möglichen Arbeitsabläufe mittels konventioneller Abformung; eigene Darstellung.	39

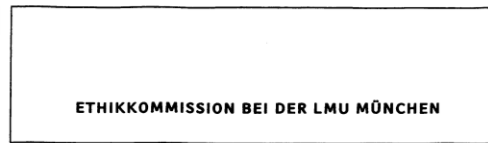
Abb. 4.2	Die zwei möglichen Arbeitsabläufe mittels digitaler Abformung; eigene Darstellung.	39
Abb. 4.3	Tabellarische Zusammenstellung der systematischen Nomenklatur; eigene Darstellung.	41
Abb. 4.4	Darstellung der vertikalen Schnittebenen; eigene Darstellung.	41
Abb. 4.5	Mathematische Bestimmung des Konvergenzwinkels; eigene Darstellung.	42
Abb. 4.6	Einteilung des Konvergenzwinkels nach Klassen [108].	43
Abb. 4.7	Mathematische Ermittlung der Stufenbreite; eigene Darstellung.	43
Abb. 4.8	Einteilung der Stufenbreiten nach Klassen [106].	44
Abb. 4.9	Darstellung der Stufenbreite; eigene Darstellung.	45
Abb. 4.10	Mathematische Ermittlung der Stufenbreite; eigene Darstellung.	46
Abb. 4.11	Präparationsbereich mit einer aufsteigenden Außenkante (STL-Datensatz).	47
Abb. 4.12	Schematische Darstellung einer aufsteigenden Außenkante im Querschnitt; eigene Darstellung.	47
Abb. 4.13	Unter sich gehender Bereich einer Präparation (STL-Datensatz).	48
Abb. 4.14	Mathematische Ermittlung von Präparationsunterschnitten; eigene Darstellung.	48
Abb. 4.15	Ermittlung des maximalen Präparationslinienunterschiedes; eigene Darstellung.	49
Abb. 4.16	Ermittlung der präparationslinien-Homogenität nach mathematischen Methoden; eigene Darstellung.	50
Abb. 4.17	Veranschaulichung eines Box-Plot-Diagramms [160].	52
Abb. 5.2	Box-Plot-Diagramm des Parameters „Konvergenzwinkel“.	54
Abb. 5.3	Vergleichende prozentuale Darstellung der „Konvergenzwinkel nach Klassen“.	55
Abb. 5.4	Box-Plot-Diagramm des Parameters „Stufenbreite“.	57
Abb. 5.5	Vergleichende prozentuale Darstellung der Stufenbreite nach Klassen.	58

Abb. 5.6	Prozentuale Darstellung der Stufenbreite Klasse I in der Gruppe ID und DD.	59
Abb. 5.7	Box-Plot-Diagramm des Parameters „Standardabweichung der Stufenbreite“.	60
Abb. 5.8	Box-Plot-Diagramm des Parameters „Präparationspunkt vorhanden“.	62
Abb. 5.9	Prozentuale Darstellung der tangentialen Bereiche innerhalb der Gruppe ID und DD.	63
Abb. 5.10	Box-Plot-Diagramm des Parameters „Tangentialpräparation“.	64
Abb. 5.11	Prozentuale Verteilung der Dachrinnenpräparationen in Abhängigkeit der Gruppe ID und DD.	65
Abb. 5.12	Prozentualer Vergleich der präparierten Unterschnitte nach Abformmethode.	67
Abb. 5.13	Box-Plot-Diagramm des Parameters „Maximaler Präparationslinienunterschied“.	68
Abb. 5.14	Box-Plot-Diagramm des Parameters „Homogenität der Präparationslinie“.	70
Abb. 5.15	Manuelle Auswertung „CAD/CAM-gerechte Präparation für vollkeramische Einzelzahnrestauration“ in den Gruppen ID und DD.	71

9.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 5.1	Statistische Auswertung des Konvergenzwinkels.	53
Tab. 5.2	Einteilung des Konvergenzwinkels nach Klassen.	55
Tab. 5.3	Statistische Auswertung der Stufenbreite.	56
Tab. 5.4	Einteilung der Stufenbreite nach Klassen.	57
Tab. 5.5	Statistische Auswertung der „Standardabweichung der Stufenbreite“.	59
Tab. 5.6	Statistische Auswertung des Parameters „Präparationspunkt vorhanden“.	61
Tab. 5.7	Statistische Auswertung des Parameters „Tangentialpräparation“.	63
Tab. 5.8	Anzahl der Präparationen mit bzw. ohne Dachrinnenpräparationen im Vergleich.	65
Tab. 5.9	Anzahl der Präparationen mit bzw. ohne vorhandenen Unterschnitt im Vergleich.	66
Tab. 5.10	Statistische Auswertung des Parameters „Maximaler Präparationslinienunterschied“:	68
Tab. 5.11	Statistische Auswertung des Parameters „Homogenität der Präparationslinie“.	69

9.3 Unbedenklichkeitserklärung



Ethikkommission · Pettenkoferstr. 8 · 80336 München

Herrn
Dr. J.- F. Güth
Poliklinik f. Zahnärztliche Prothetik
Goethestr. 70
80336 München

Vorsitzender:
Prof. Dr. W. Eisenmenger
Telefon+49 (0)89 5160 - 5191
Telefax+49 (0)89 5160 - 5192
Ethikkommission@
med.uni-muenchen.de

www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de

Postanschrift:
Pettenkoferstr. 8a
D-80336 München

Hausanschrift:
Pettenkoferstr. 8
D-80336 München

München, 27.01.2014 Hb /sc

Titel:	Untersuchung zum Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung mittels LAVA C.O.S. auf die Qualität von Zahnpräparationen
Antragsteller:	Dr. J.- F. Güth
UE Nr	010-14

Sehr geehrter Herr Dr. Güth,

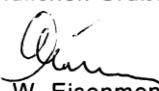
haben Sie besten Dank für Ihr Schreiben vom 22.01.2014, mit dem Sie um eine Unbedenklichkeitserklärung für das o. g. Projekt bitten.

Sofern Sie Ihre Untersuchungen nur retrospektiv anhand von Daten durchführen, die irreversibel anonymisiert sind - d. h. dass auch die Bearbeiter dieser Analyse keinen Rückschluss auf die personenbezogenen Daten der Probanden / Patienten erhalten - bestehen keine ethisch- rechtlichen Bedenken gegen dieses Projekt.

Vorsorglich möchte ich darauf hinweisen, dass auch bei einer positiven Beurteilung Ihres Vorhabens die Verantwortung für die Durchführung des Projektes uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern verbleibt.

Für Ihre Untersuchungen wünsche ich Ihnen viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen


Prof. Dr. W. Eisenmenger
Vorsitzender der Ethikkommission

Mitglieder der Kommission:
Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorsitzender), Prof. Dr. E. Held (stellv. Vorsitzender)
PD Dr. Th. Beinert, Prof. Dr. H. U. Gallwas, Prof. Dr. D. Kunze, Dr. V. Mönch, Prof. Dr. H. H. Müller, Prof. Dr. R. Penning, Prof.
Dr. K. Hahn, Prof. Dr. K. Pfeifer, Dr. Ch. Zach

10. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Daniel Edelhoff, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie ermöglichte.

Ein ganz herzlicher Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. Jan-Frederik Güth für die Aufgabenstellung sowie für die kompetente und freundschaftliche Betreuung der Dissertation, vom Studienanfang bis hin zur Fertigstellung der Arbeit.

Weiterhin möchte ich mich herzlich bei Herrn Dr. Dipl.-Ing. Kurt Erdelt für die geduldige und kompetente Unterstützung während der gesamten Arbeit bedanken.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern und Großeltern, die mir durch Ihre finanzielle und ideelle Unterstützung das Studium und die Dissertation ermöglichten.

Zuletzt möchte ich der Geschäftsführung des Biodentis Fräszentrums Leipzig für die Bereitstellung der anonymisierten Datensätze einen Dank aussprechen.

11. Lebenslauf

- keine Veröffentlichung des Lebenslaufs -

12. Eidesstattliche Versicherung

Ich, Roland Nikolaus Tittenhofer, geb. am 12.06.1984 in München, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Untersuchung zum Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung mittels LAVA C.O.S. auf die Qualität von Zahnpräparationen

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 17. März 2018